

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
(Direktor: Prof. Dr. Matthias Hannig)

**Untersuchung zur möglichen Verbesserung des Haftverbundes
zwischen optischem Zylinder und Haptik bei der
Osteo-Odonto-Keratoprothese**

Eine In-vitro-Studie

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES
2011

Vorgelegt von Zahnärztin Christiane Fechner
Geb. am 25.04.1977 in Darmstadt

meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	3
2 Einleitung und Fragestellung	6
3 Literaturübersicht	8
3.1 Keratoprothesen	8
3.1.1 Definition	8
3.1.2 Geschichte der Keratoprothesen	8
3.1.3 Osteo-Odonto-Keratoprothesen	10
3.1.3.1 Auswahlkriterien	12
3.1.3.2 Krankheitsbilder	13
3.2 Bedeutung des Randspaltes für die OKP	13
3.3 Aufbau von Dentin	14
3.4 Adhäsion	15
3.4.1 Grundlagen der Adhäsion	15
3.4.2 Problematik der Dentinhaftung	17
3.5 Einteilung der Dentinhaftvermittler	18
3.5.1 „Etch-and-Rinse“ Systeme	19
3.5.2 Selbststützende Systeme	20
4 Material und Methode	21
4.1 Material	21
4.1.1 Die Zähne	21
4.1.2 Der optische Zylinder	21
4.1.3 Der Befestigungszement	23
4.1.4 Die Adhäsivsysteme	24
4.1.5 Das Verbundsystem	26
4.2 Herstellung der Odonto-Keratoprothese	27
4.2.1 Einteilung in Versuchsgruppen	27
4.2.2 Präparation der Zähne	27
4.2.3 Versuchsverlauf	29
4.2.4 Die Replikenherstellung	30
4.3 Rasterelektronenmikroskopische Grenzflächenanalyse	32
4.4 Statistische Untersuchung	32
5 Ergebnisse	34
5.1 Rasterelektronenmikroskopische Grenzflächenanalyse	34
5.2 Statistische Auswertung der Versuchsergebnisse	43
5.2.1 Ergebnisse für die Grenzfläche Zahn-Zement in der ersten und zweiten Schliffebene	43
5.2.2 Ergebnisse für die Grenzfläche Zement-Zylinder in der ersten und zweiten Schliffebene	47
5.2.3 Vergleich der Grenzflächen	52

6 Diskussion	54
6.1 Material und Methode	54
6.1.1 In-vitro-Studien	54
6.1.2 Selektion der Zähne	55
6.1.3. Der Befestigungszement	56
6.1.4 Die Adhäsivsysteme	56
6.1.5 Das Verbundsystem	57
6.1.6 Lagerung der Proben.....	58
6.1.7 Herstellung der OKP.....	59
6.1.8 Präparation der Normbohrung.....	59
6.1.9 Abnutzung der Bohrer.....	61
6.1.10 Verwendung der Adhäsivsysteme.....	61
6.1.11 Bewertung der Ergebnisse der Grenzflächenanalyse	62
6.2 Diskussion der Ergebnisse.....	63
6.2.1 Betrachtung der Ergebnisse Zahn-Zement in der ersten und zweiten Schliffebene.....	63
6.2.2 Betrachtung der Ergebnisse Zement-Zylinder in der ersten und zweiten Schliffebene.....	65
6.2.3 Überlegungen zur Diskussion der Ergebnisse.....	66
6.3. Fragen.....	67
7 Schlussfolgerung	68
8 Literaturverzeichnis	69
9 Anhang - Messwerte	83
10 Danksagung	87

1 Zusammenfassung

Die Osteo-Odonto-Keratoprothese (OOKP) ist eine Methode, die Hornhaut durch alloplastisches Material in Kombination mit einem Zahn-Knochen-Präparat zu ersetzen. Ein Kunststoffzylinder (Optik) wird dabei in einen speziell aufbereiteten einwurzeligen Zahn (Haptik) eingebracht und mit einem Befestigungszement (Paladur) verklebt. Nach einigen Zwischenschritten wird das ganze System in das betroffene Auge implantiert. Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurde untersucht, ob man den Haftverbund zwischen optischem Zylinder und Haptik verbessern kann. Untersucht wurden dabei zwei Dentinhaftvermittler, welche in die Gruppe der selbststützenden Systeme gehören und ein kombiniertes Adhäsiv- und Befestigungssystem. Als Referenz diente Paladur.

An 28 extrahierten Zähnen wurden genormte Bohrungen mit einem Durchmesser von 3,5 mm präpariert. Bevor der Zylinder eingesetzt wurde, mussten in den Bohrkanal die Verbundmaterialien nach Herstellerangaben eingebracht werden. Es ergaben sich vier Versuchsgruppen. In der Versuchsgruppe A wurde nur Paladur verwendet, Versuchsgruppe B enthielt zusätzlich AdheSE, Versuchsgruppe C Resulcin und Versuchsgruppe D Panavia F 2.0 als kombiniertes Adhäsiv- und Befestigungssystem. Bei den Versuchsgruppen A-C war der Befestigungszement Paladur.

Der Randschluss der Odonto-Keratoprothese (ohne Knochenanteil) wurde mit Hilfe von Repliken unter dem Rasterelektronenmikroskop bei 250-facher Vergrößerung in zwei verschiedenen Schliffebenen analysiert. An der Grenzfläche Zahn-Zement der ersten Schliffebene wurden die besten Werte in der Gruppe D mit einer Randspaltlänge von nur 5,60% und in der zweiten Ebene von 4,60% gefunden. In der Gruppe B betrug die Randspalthäufigkeit 23,11% in der ersten, bzw. 20,67% in der zweiten Schliffebene. An der Grenzfläche Zement-Zylinder wiesen die Gruppe A mit 6,57% und B mit 14,81% in der ersten Ebene einen geringen Spaltanteil auf. In der zweiten Ebene fand sich in der Gruppe A eine Randspalthäufigkeit von 12,16%, in der Gruppe B von 11,93%.

Die vorliegenden Resultate zeigen, dass keines der verwendeten Materialien einen eindeutigen Vorteil im Hinblick auf den Verbund an beiden Grenzflächen und in

beiden Schliffebenen bringt. Eine geringe Verbesserung lässt sich im Durchschnitt bei der Verwendung von AdheSE erkennen.

Diese Resultate lassen sich nicht direkt auf die klinische Situation übertragen.

Summary

Osteo-odonto-keratoprosthesis (OOKP) is a method to replace the cornea by an alloplastic material combined with a tooth-bone-preparation. A synthetic cylinder (optic) is inserted into a specifically prepared single-rooted tooth (biological haptics) and fixed with a special dental cement (Paladur). Then the whole system is implanted into the concerned eye. This in-vitro study investigated whether the bonding between optical cylinder and tooth can be improved. We examined two self-etch dentin adhesive and one bonding system. Paladur served as reference material.

Standard holes of a diameter of 3.5mm were drilled into 28 extracted teeth. Before insertion of the cylinder, the adhesive and composite materials had to be placed into the bore channel according to the manufacturers' instructions. There were four study groups. Group A used only Paladur, group B AdheSE and group C Resulcin in addition to Paladur. Group D was allocated to the bonding system Panavia F 2.0. The interfacial adaptation of the odonto-keratoprosthesis (without bone) was analyzed with the scanning electron microscope at magnification of 250x by means of replica models at two grinding levels.

At the tooth-cement interface the best values were found for Panavia F 2.0 with a frequency of marginal gaps of only 5.60% at the first grinding level, and of 4.60% at the second level. For AdheSE the gap frequency was 23.11% for the first and 20.67% for the second grinding level at the tooth-cement interface. At the interface between cement and cylinder use of Paladur and AdheSE resulted in low amounts of gap formation respectively, on the first level. On the second level use of Paladur showed gaps at 12.61% and AdheSE gaps at 11.93% of the interface between cylinder and cement.

The present results indicate that none of the tested materials revealed a clear advantage at the both interfaces on both section levels. Concerning the average

values of gap formation at both interfaces, a certain improvement was obtained by dentin treatment with AdheSE. The present results are not directly transferable to the clinical situation.

2 Einleitung und Fragestellung

Als Osteo-Odonto-Keratoprothese (OOKP) bezeichnet man ein System, das aus einem speziell aufbereiteten, einwurzeligen Zahn mit anhängendem Knochen (Haptik) und eingebrachtem PMMA-Zylinder (Optik) (Abb. 6) besteht.

Dieser Verbund wird Patienten mit bestimmten Augenerkrankungen in das erkrankte Auge implantiert. Dadurch kann die Sehkraft im gewissen Umfang wieder hergestellt werden.

In der Ophthalmologie hat die OOKP, seit Strampelli sie in den frühen 60er-Jahren entwickelte, an Bedeutung gewonnen.

Eine Komplikation ist der unvollständige Verbund zwischen Haptik und Optik. Um die Überlebensrate des Systems zu verbessern, muss alloplastisches und biologisches Material besser miteinander verbunden werden.

Bisher werden Haptik und Optik nur mit einem PMMA-Zement verklebt. Ziel der vorliegenden Studie ist es, einen optimalen Haftverbund zu finden, der bessere Langzeitergebnisse erwarten lässt. Es wurden Adhäsive ausgewählt, die bisher noch nicht in diesem Zusammenhang und in dieser Kombination untersucht worden sind. In der Studie wurden positive Erfahrungen aus dem Bereich der Zahnmedizin bei der Materialauswahl genutzt.

Der Haftverbund zwischen Zahnschubstanz, meist Dentin, und Kunststoffen konnte durch Anwendung von Adhäsivsystemen erheblich verbessert werden. Diese Methodik gilt es auch bei der Keratoprothese anzuwenden.

Mit Adhäsivsystemen soll ein dichter Verschluss der Zahnkavitäten und damit eine Verbesserung der Haftung und der Beständigkeit des Verbundes von Füllmaterial und Zahn erreicht werden. Ständig werden neue Adhäsive entwickelt, die versuchen mit Hilfe unterschiedlicher Konzepte diese Verbesserung zu gewährleisten.

Die hydrophile Beschaffenheit des Dentins und dessen Gewebeeigenschaften erschweren ein Durchdringen mit dem hydrophoben Monomer. Durch Hydrophilisieren des Dentins mit amphiphilen Substanzen hat man versucht, eine Hybridschicht als Bindeglied zwischen Zahn und Kunststoff zu erzeugen. Diese Hybridschicht besteht aus dem Kollagennetz und infiltrierten Adhäsivmaterialien (Primer und Bonding). Die Qualität dieser Schicht ist entscheidend für die Stabilität

des Systems.

Für die Beurteilung des Haftverbundes zwischen Optik und Dentin spielt der Knochenanteil der OOKP keine Rolle. In der vorliegenden Studie wurde deshalb nur ein System aus Zahn und Kunststoffzylinder untersucht. Dieses System wird als Odonto-Keratoprothese (OKP) bezeichnet. Der Bereich zwischen Zylinder und Dentin ist die zu untersuchende Verbundzone. Diese beinhaltet zwei Grenzflächen, zum einen zwischen Zahn und Zement und zum anderen zwischen Zement und Zylinder.

Der Abschnitt der Grenzfläche, in dem es zu keiner vollständigen Verbindung des Zements mit dem Zahn bzw. mit dem Zylinder kommt, wird in der Literatur meist als Randspalt bezeichnet.

Untersucht wurde in der vorliegenden Studie die gesamte Zirkumferenz der Grenzflächen, d.h. der gesamte Umfang der Bohrung. Die Beurteilung der Grenzflächen erfolgte zwischen Zahn und Befestigungsmaterial (Zement) sowie zwischen Befestigungsmaterial und PMMA-Zylinder in jeweils zwei verschiedenen Schliffebenen. Um den Haftverbund in den unterschiedlichen Schliffebenen beurteilen zu können, mussten Harzmodelle (Repliken) angefertigt werden. An diesen Repliken wurde mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops (REM) die Qualität der Grenzflächen beurteilt und gemessen. Die Auswertung erfolgte durch statistische Datenanalyse.

3 Literaturübersicht

3.1 Keratoprothesen

3.1.1 Definition

Eine Keratoprothese ist eine kleine Optik, die zugleich Hornhaut und Linse ersetzt. Um diese Optik mit dem Hornhautstroma zu verankern, wird sie mit einem Material ummantelt [MERTZ 2007]. Dies wird im Rahmen einer Keratoplastik unter operativen Bedingungen durchgeführt. Es kommt durch Verwendung von PMMA-Zylindern zur Wiederherstellung des Sehvermögens.

3.1.2 Geschichte der Keratoprothesen

Die Geschichte der Keratoprothesen reicht bis ins 18. Jahrhundert zurück. Im Jahr 1789 wurde eine Implantation durch den Franzosen Pellier de Quengsy [GÖSCHELL 1992; PELLIER DE QUENGSY 1789] angeregt, aber von ihm selbst nie durchgeführt. Das Implantat sollte aus einer Glasplatte bestehen, die in einem Silberring gehalten und an der Lederhaut befestigt wurde.

Von Nussbaum [1953] fand heraus, dass sich als Korneatransplantat am besten Glas eignete. Durch seine Selbstversuche, in denen er Fremdmaterialien unter seine Haut einbrachte, zeigten sich bei Glas keine Fremdkörperreaktion oder Schmerzen. Daraufhin unternahm er Tierversuche an Kaninchen. Er experimentierte mit toten, später lebenden Tieren und verbesserte durch eine schnelle und genaue Technik und durch lokale, sowie allgemeine antiphlogistische Therapie den Verlauf. 1855 operierte der Darmstädter Ophthalmologe Adolf Weber [VON NUSSBAUM 1953] nach den Angaben von Nussbaum einen Patienten, dessen Sehvermögen sich tatsächlich verbesserte. Sieben Monate später verlor der Patient, durch den Verlust des implantierten Glases, wieder seine Sehkraft.

Das Material Glas wurde auch für die ersten klinischen Versuche von Heusser [1860]

verwendet. Auch bei diesen Versuchen war die Überlebensrate des Implantates nur gering. Die ersten längeren Überlebensraten gelangen von Hippel zwischen 1877 und 1887. Um eine Möglichkeit zu finden, die Verweildauer in situ zu verlängern, wurden die Materialien variiert. Es wurden z.B. Prothesen aus Quarz mit einem Fixationsrand aus Horn entwickelt oder als Fixierungsmaterial eine Zelluloidplatte verwendet [VON HIPPEL 1887]. Aber alle Methoden brachten nicht den erhofften Erfolg.

Die erste erfolgreiche Keratoplastik mit homologem Hornhautmaterial wurde durch Zirm [1906] an einem Tagelöhner durchgeführt. Anschließend wurde es erst einmal ruhig um die Weiterentwicklung der Keratoprothese, bis 1940 Wünsche [1947] anfang mit Poly-Methyl-Methacrylat (PMMA) zu experimentieren.

Ripley [1951], Roper-Hall [1954] und Stone [1953] zeigten in ihren Arbeiten auf, dass PMMA ein verträgliches, biokompatibles Material ist und machten somit den Weg frei für weitere Fortschritte.

Es wurden Versuche gemacht, um zu testen, ob perforierte oder nicht perforierte Implantate besser seien. Bei nicht perforierten zeigten sich Visusverschlechterungen [CHOYCE 1965; MACPHERSON und ANDERSON 1953] durch Eintrübungen. Bei den perforierten Implantaten wurde versucht, das System epithelial oder endothelial über das Hornhautniveau zu gestalten. Es traten gute Heilungen auf, aber auch Eintrübungen [CARDONA 1966; CASEY 1966; DOHLMAN und BROWN 1966]. Choyce [1977] und Stone [1967] versuchten eine Prothese zu entwickeln, in die ein Gewinde eingefräst war, aber auch hierbei kam es zu Verlusten.

Um die Verlustrate zu mindern, versuchte man mit verschiedenen alloplastischen und natürlichen Materialien zu arbeiten. Man nahm z.B. PMMA [CARDONA 1966; DOHLMAN und TERADA 1998] für die Haptik und verwendete weitere biokompatible Materialien wie Teflon, Hydroxylapatit, Dracon [CARDONA 1982; GIRARD et al. 1977; LUND 1970; PINTUCCI et al. 1996] oder biologische Materialien wie Zähne oder Knochen [STRAMPELLI 1964]. Die biokompatiblen Materialien üben zwar eine geringe Reizwirkung auf das Gewebe aus, sind aber im Wesentlichen inert. Im Laufe der Zeit kann sich ein Spalt bilden, der sich eventuell durch Druckatrophie erweitert. Dadurch besteht das Risiko einer intraokulären Infektion und damit der

Implantatabstoßung [HOFFMANN et al. 1978].

Aber nicht nur das verwendete Material kann eine Rolle spielen, sondern auch die Art der Fixation. Durch Cardona [1966; 1969] wurde die so genannte „mushroom“-Keratoprothese eingeführt, die, wie die Dohlmann-Doane-Prothese [DOHLMAN et al. 1974], eine mechanischen Fixierung aufwies. Hierbei wurde die Hornhaut über einen zentralen optischen Stift eingeklemmt und die Prothesenteile wurden so fixiert. Eine weitere Entwicklung von Cardona [1991] war die ausschraubbare Optik. Bei Lacombe [1991] sollte die Prothese durch den intraokularen Druck gegen die Hornhaut gedrückt werden. Durch dieses stetige Herandrücken erhoffte man sich ein Einwachsen von Bindegewebe [LACOMBE 1993]. Dieses Ein- bzw. Anwachsen von Bindegewebe ist wichtig für einen guten Halt der Prothese in situ.

3.1.3 Osteo-Odonto-Keratoprothesen

Bei der Osteo-Odonto-Keratoprothese (OOKP) handelt es sich um eine Keratoprothese, bei der als Haptik ein biologisches Material verwendet wird. Strampelli [1964] stellte in den 60-er Jahren Überlegungen an, wie man die Annahme der Prothese durch den Organismus besser gewährleisten könnte [STRAMPELLI 1972].

Es wird für die OOKP ein einwurzeliger Zahn mit dem umgebenen Alveolarknochen osteotomiert. Die Zahnwurzel wird längs geteilt und durch Abtrennen der Krone und Wurzelspitze in die gewünschte Form gebracht. In das so entstandene Präparat wird senkrecht zur Dentinoberfläche mit genormten Bohrern eine Öffnung präpariert, in die der optische Zylinder aus PMMA eingeklebt wird [HILLE 2002] (Abb. 1,2). Dieses standardisierte Vorgehen unter Operationsbedingungen soll gewährleisten, dass es zu keiner entzündlichen Resorption des Knochens kommt [CAIAZZA et al. 1990]. Das Implantat wird zunächst für drei Monate in eine subkutane Tasche am Unterlid eingelagert. Um das Risiko eines sekundären Glaukoms zu reduzieren, entfernt man vor der Implantation ins Auge die Iris und die Linse [FALCINELLI et al. 1987].

Der Vorteil der OOKP besteht darin, dass die Prothese fest in das Gewebe einwächst und somit ein wasserdichter Wundverschluss gewährleistet wird [HOFFMANN et al.

1978]. Schon 1972 hatte Strampelli 191 Patienten mit einer OOKP versorgt, ohne auch nur eine einzige Prothese zu verlieren [IANNETTI 1974]. Nachteile dieser Methode sind, dass der Patient einen gesunden einwurzeligen Zahn zum Transplantieren benötigt und dieser eine entsprechende Größe haben muss, um der Haptik eine ausreichende Fläche zu bieten. Damit ein Anwachsen von Gewebe gewährleistet ist, wird die Operation in mehreren Phasen durchgeführt.

Durch die plan geschliffene Dentinefläche und das Hereinragen des optischen Anteils der Prothese in die vordere Augenkammer, entsteht eine Abflachung dieses Abschnittes. Dieses ist aus ophthalmologischer Sicht ein Nachteil [HOFFMANN et al. 1978].

Es wurden immer wieder in unterschiedlichen Studien Untersuchungen vorgenommen, um die Langzeitergebnisse zu kontrollieren. Marchi [1994] berichtete über einen Verlust von zwei Prothesen bei insgesamt 85 Patienten in einem Zeitraum von zwölf bzw. sechzehn Jahren. Falcinelli [1993] untersuchte 134 von 141 implantierten Patienten und kam zu dem Ergebnis, dass bei drei von ihnen eine Abstoßung des Zylinders vorlag. Alvarez de Toledo [1999] beobachtete einen Verlust von 9,9% bei 303 untersuchten Patienten, die ihre Prothese aufgrund einer Resorption der biologischen Haptik verloren. Im Vergleich zu den Keratoprothesen mit nicht biologischer Haptik ist die Ausstoßungsrate bei der OOKP extrem gering. Bei Cardonas Keratoprothese mit endothelialer Fixierung gab es Verlustraten von 21 bis 32%, und Dohlmann verzeichnete mit seinem „collar-button-shaped“ Prinzip sogar einen Verlust von 16 Prothesen bei nur 35 Implantationen.

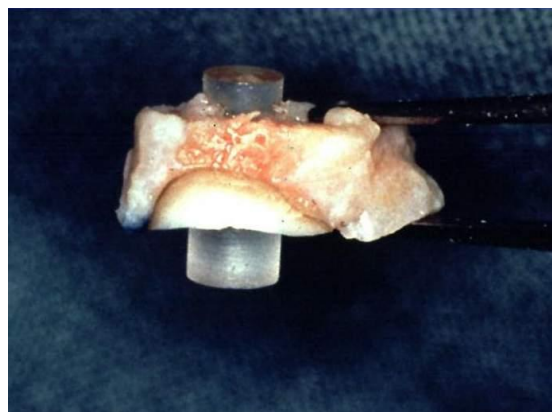


Abb. 1 Ein fertiges Präparat aus Alveolarknochen, Zahnwurzel und dem darin eingeklebten PMMA-Zylinder (aus: die Osteo-Odonto-Keratoprothese, K.Hille 2002)

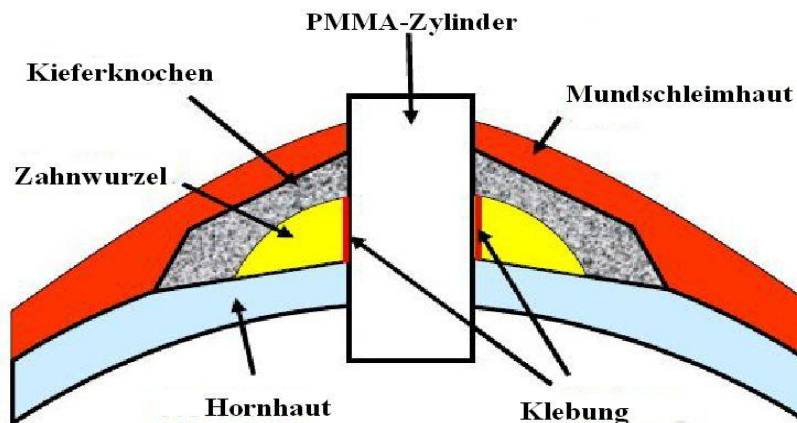


Abb. 2 Schematische Darstellung einer OOKP. Die Klebung erfolgt zwischen Zahnwurzel und Zylinder. (aus: die Osteo-Odonto-Keratoprothese, K.Hille 2002)

3.1.3.1 Auswahlkriterien

Patienten, bei denen eine medizinische Indikation für eine OOKP besteht, müssen bestimmte Voraussetzungen erfüllen.

Für die OOKP wird ein eigener Zahn mit umgebender Knochensubstanz benötigt. Verwendet werden einwurzelige Zähne, z.B. Prämolaren oder Eckzähne. Am besten eignet sich aufgrund seiner anatomischen Gegebenheiten der Eckzahn [STOIBER und GRABNER 2005]. Falls der Patient keine eigenen Zähne mehr besitzt, kommt auch ein blutsverwandter Spender in Frage. Dann bedarf es allerdings einer systemischen Immunsuppressionstherapie, um eine Abstoßung zu verhindern. Weiterhin muss eine intakte Anatomie und Funktion des Hinterabschnittes des Auges vorliegen, damit ein annähernd normaler Visus erreicht werden kann [HILLE 2002]. Es muss vom Ophthalmologen die retinale Funktion überprüft werden. Nur bei einer normalen Funktion ist die OOKP indiziert.

Ein erhöhter intraokulärer Druck muss ausgeschlossen werden. Etwa die Hälfte der in Frage kommenden Patienten leidet unter einem Glaukom und benötigt eine präoperative Behandlung [MARCHI et al. 1994]. Eine eventuelle intraokulare Entzündung muss therapiert werden, da ein entzündlicher Prozess zu einer Abstoßung der OOKP nach Implantation führen kann.

3.1.3.2 Krankheitsbilder

Das Anwendungsgebiet der OOKP erstreckt sich auf die verschiedensten Hornhauterkrankungen (Tab.1).

Tab. 1 Indikationen für eine Keratoprothese nach Krankheitsbildern (Hille, 2002)

Indikationen für eine Keratoprothese nach Krankheitsbildern

(Okuläres) Pemphigoid
Fuchs-Steven-Johnson-Syndrom
Lyell-Syndrom
Schwere Xerosis/Xerophthalmie
Schwere Verätzungen
Verbrennungen
Leucoma adhaerens
Iridokorneoendotheliales Syndrom
Wiederholte Hornhautabstoßungsreaktionen

3.2 Bedeutung des Randspaltes für die OKP

Ein wichtiges Kriterium für die Qualität der Versorgung eines Zahndefektes ist der Randschluss eines Füllungsmaterials [CARDOSO et al. 1999; LUTZ und KREJCI 2000; VAN MEERBEEK 1998]. Es muss zwischen Zahnhartsubstanz und eingebrachten Kompositen (Füllungskunststoff für Zähne) ein möglichst dichten Verbund herrschen.

Für die Verankerung des Füllungsmaterials an Dentin sind die verschiedenen Adhäsiv- und Bondingsysteme sehr wertvoll. Sie verhindern die Spaltbildungen [HALLER und BLUNCK 2003] und sorgen außerdem für eine verbesserte Retention der Füllung sowie eine Stabilisierung von Restauration und Restzahnschubstanz.

Dieser Vorteil soll auch bei der OKP genutzt werden. Indem der Verbund zwischen

Dentin und PMMA-Zylinder, also der Verbund zwischen Haptik und Optik verbessert wird, soll eine Leckage verhindert werden. Hille [2005] beschrieb einen Verlust einer OOKP, deren histologisches Bild eine unvollständige Verklebung zwischen Dentin und Zylinder aufwies. Ob ein Zusammenhang zwischen dieser Leckage und der Resorption des Knochens gesehen werden kann, ist dem Autor unbekannt.

3.3 Aufbau von Dentin

Dentin setzt sich zu 45 Vol.-% aus anorganischen, zu 30 Vol.-% aus organischen Bestandteilen und zu 25 Vol.-% aus Wasser zusammen [SCHROEDER 1992]. Es handelt sich um ein vitales Gewebe.

Der organische Anteil wird von plättchenförmigen Apatitkristallen gebildet, die ca. 20 nm lang und 3,5 nm breit sind. Sie sind somit deutlich kleiner als Schmelzkristalle und besitzen einen höheren Carboxylat-, jedoch einen geringeren Kalziumanteil [MJÖR 1987]. So ergibt sich eine größere Kristalloberfläche, jedoch auch eine geringere Säureresistenz [POSNER und TANNENBAUM 1984].

Die dentinbildenden Zellen, die so genannten Odontoblasten, liegen mit ihren Odontoblastenkernen in der Zahnpulpa, von wo aus sich ihre Zellfortsätze durch das gesamte Dentin ziehen. Sie liegen in Dentinkanälchen und sind häufig von Flüssigkeit und organischen Strukturelementen, dem Dentinliquor, umgeben. Aufgrund des Gewebedrucks der Pulpa (20– 30 mm Hg) und des geringen Diffusionswiderstandes innerhalb der Tubuli besteht ein nach außen gerichteter Flüssigkeitsstrom des Liquors.

Der Anteil des Tubulivolumens am Dentinvolumen beträgt pulpanah 28% und schmelznah 4 - 10% [PANIGHI et al. 1987; SÖDERHOLM 1995]. Die Zellfortsätze dienen zur physiologischen Versorgung der verschiedenen Dentinschichten.

An der Schmelz-Dentin-Grenze befindet sich das 80 - 100 µm dicke Manteldentin [GÄNGLER et al. 1985]. Es wird stark von Seitenästen der Dentinkanälchen durchzogen und verursacht dadurch ein wesentlich höheres Schmerzempfinden, als in tieferen Dentinschichten.

Das anschließende zirkumpulpaie Dentin entsteht ausschließlich aus Odontoblastentätigkeit. Es gibt hier weniger Seitenäste der Odontoblastenfortsätze als im Manteldentin.

Das Zwischendentin stellt eine Zone der Mineralisation dar, welches direkt an das nicht mineralisierte Prädentin angrenzt. Die Mineralisation des Dentins setzt eine Reifung des Prädentins voraus. Aufgrund von Aktivitätsschüben entstehen unterschiedliche Breiten des Prädentins (5 - 20 µm) [GÄNGLER et al. 1985].

Dentin ist ein vitales Gewebe, das sich Veränderungen wie der Alterung oder pathologischen Einflüssen, wie zum Beispiel Karies oder Abrasion, anpassen kann. Dies geschieht, in dem es zur Verdickung des peritubulären Dentins oder zur vollständigen Obliteration der Dentinkanälchen kommt. Man findet dann eine Zunahme des normalen peritubulären Dentins, Ausfällung rhomboedrischer Kristalle vom Typ Whitlockit oder Ablagerung von intratubulärem Dentin.

Sekundärdentin ist ein durch Alterung abgelagertes Dentin. Tertiärdentin hingegen wird nur durch Abwehrreaktionen des Dentins gebildet. Beide Sondertypen können sich durch stark reduzierte Kanaldichte bis hin zum vollständigem Verlust auszeichnen [SCHROEDER 1992].

3.4 Adhäsion

3.4.1 Grundlagen der Adhäsion

Der Grenzbereich zwischen verschiedenen Materialien ist vor allem dann als problematisch, wenn diese Materialien in ihrer Struktur und Zusammensetzung sehr unterschiedlich sind, aber trotzdem einen möglichst festen Verbund eingehen sollen. Für den Verbund gibt es Hilfsmittel, die eine Verklebung und/oder eine Verzahnung ermöglichen sollen.

Das Prinzip der Adhäsion ist die physikalische Haftung durch innere Benetzung.

Um diese Haftung an Zahnhartsubstanzen zu erreichen, benötigt man eine mechanische Retention, die man durch Mikroporositäten und eine raue Oberfläche erhält [HALLER und BLUNCK 2003]. Dazu verwendet man ein ätzendes Material.

Am häufigsten wird 32 %ige Phosphorsäure benutzt.

Durch den Ätzzvorgang soll die Oberflächenenergie des Schmelzes erhöht werden, so dass die mit Säuren vorbehandelte und getrocknete Schmelzoberfläche in ihrer Benetzbarkeit stark verbessert wird [JENDRESEN et al. 1981]. Es entsteht ein retentives Ätzmuster. Da bei den Versuchen dieser Studie der Zahnschmelz keine Rolle spielte, wird auf den Verbund zum Schmelz nicht weiter eingegangen.

Beim Dentin erfolgt die eigentliche Haftung durch eine Mikroverzahnung im demineralisierten, intertubulären Dentin mit Bildung einer Hybridschicht. Diese Hybridschicht wird definiert über ein Zusammenspiel von demineralisiertem Dentin (Kollagennetz) und infiltriertem Monomer [ERNST 2001]. Die Qualität und Ausdehnung der Hybridschicht ist entscheidend für einen Erfolg oder Misserfolg [NAKABAYASHI 1992]. Wichtig ist das hierbei verwendete Lösungsmittel, welches die Penetrationsfähigkeit der funktionellen Monomere bestimmt. Nur so gelangt ausreichend Monomer in die entstandenen Hohlräume. Auch das anschließend zu applizierende Bonding muss fähig sein, diese Hohlräume komplett zu erschließen. Moderne Adhäsivsysteme bestehen aus Konditionierer, Primer und Adhäsiv.

Konditionierung

Durch die Konditionierung soll eine Grundlage für einen guten Verbund zwischen Zahn und Komposit geschaffen werden. Die Ansätze waren im Laufe der Zeit sehr unterschiedlich.

Früher wurde die Schmierschicht in den Dentin-Komposit-Verbund mit einbezogen. Diese Kombination erwies sich allerdings als nicht ausreichend, um eine stabile Haftung zu erreichen. Der Dentin-Komposit-Verbund wurde eher gestört als unterstützt. Später versuchte man die Schmierschicht zu modifizieren oder aber ganz aufzulösen. Dafür wird der Konditionierer, z.B. 10-40 %ige Phosphorsäure genommen. Nach dem An- oder Auflösen der Schicht öffnen sich die Dentintubuli mit dem enthaltenen Dentinliquor. Das Dentin ist somit hydrophil und benötigt einen Vermittler, der einen Verbund zu dem hydrophoben Komposit schafft. Bei der Konditionierung kommt es auch zu einer Demineralisation des Dentins. Aus dem Kollagennetzwerk werden Hydroxylapatitkristalle herausgelöst, das Kollagennetz wird freigelegt. Um eine stabile Haftung zu gewährleisten, darf dieses Netz nicht

kollabieren, da sonst der Primer nicht penetrieren kann.

Primer

Der Primer ist ein hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel und sorgt für die Vorbereitung des Dentins, in dem es in das freigelegte Kollagennetz eindringt [HELLWIG et al. 1995]. Die Oberfläche des Dentins wird damit vergrößert. Dies soll die Benetzung mit dem Adhäsiv verbessern. Es werden beim Primer verschiedene Lösungsmittel (Wasser, Alkohol oder Aceton) verwendet. Bei der Benutzung von Wasser muss dieses durch Verblasen rückstandslos entfernt werden. Auf dem Dentin dürfen keine Flüssigkeitsbewegungen mehr stattfinden, denn verbliebenes Lösungsmittel kann die Polymerisation signifikant beeinflussen. Bei den Lösungsmitteln, die Ethanol oder Azeton enthalten, ist das Entfernen durch den Anwender eher zweitrangig, da diese Materialien verdunsten.

Adhäsiv

Das Adhäsiv stellt die Verbindung zwischen dem von Primer penetrierten Dentin und dem Komposit her. Die Hybridschicht wird durch diesen Arbeitsschritt vervollständigt. Nach der Anwendung eines Adhäsives erkennt man eine glänzende Dentinoberfläche. Dies ist ein Hinweis auf eine Ausbildung einer funktionsfähigen Hybridschicht. Diese Schicht ist Voraussetzung für eine spätere Anbindung des Kompositmaterials. Das Adhäsiv muss dünn fließend sein, denn so kann es die Rauigkeit der Oberfläche besser ausfüllen und sie ausreichend benetzen. Es folgt die Lichthärtung und damit die endgültige Stabilisierung der Hybridschicht aus Kollagennetz, Primer und Adhäsiv.

3.4.2 Problematik der Dentinhaftung

Durch ein Überätzen des Dentins kann es zu einem Kollabieren des Kollagenfasergeflechtes kommen. Dies kann verhindert werden, in dem das Dentin nicht übertrocknet wird. Es kamen die Begriffe „wet-“ oder „moist-bonding“ [BURKE und MCCAUGHEY 1995; GWINNETT 1992] im Zusammenhang mit dem

Lösungsmittel Azeton auf. Darunter verstand man das regelrechte Feuchthalten des Dentins, wenn ein Primer mit Azeton verwendet wurde und dabei die Gefahr einer Übertrocknung bestand [HELLWIG et al. 1995].

Die Schwierigkeit, eine ausreichende Haftung am Dentin zu erreichen, ist durch dessen heterogenen Aufbau bedingt [GWINNETT 1992; HALLER und BLUNCK 2003]. Die Pulpa besitzt über die Tubuli einen direkten Zugang ins Dentin. Auf diesem Weg gelangt Dentinliquor, eine extrazelluläre Flüssigkeit, aus der Pulpa [PASHLEY et al. 1981] und sorgt somit für die hydrophilen Eigenschaften des Dentins. Hydrophobe Materialien, wie die Komposite, können aus diesem Grund keinen ausreichenden Verbund mit dem Dentin eingehen. Es wird also ein Haftvermittlersystem benötigt, das erlaubt, ein hydrophobes Material an einem hydrophilen Substrat zu befestigen [HELLWIG et al. 1995].

3.5 Einteilung der Dentinhaftvermittler

Die ersten Entwicklungen im Bereich der Bondingsysteme (Adhäsivsysteme) wurden 1951 gemacht, als Dr. Oskar Hagger, ein Schweizer Chemiker, ein einfaches Dimethacrylat erfand. Dieses wurde nach Entfernung der Schmierschicht auf die Zahnhartsubstanz aufgetragen, ohne allerdings das Dentin vorzubehandeln. Der Haftverbund war bei klinischer Betrachtung jedoch nicht ausreichend.

Buonocore`s [1955] Idee, ein mikroretentives Ätzmuster zu erzielen, in dem man eine Säureätztechnik verwendet, war allerdings neu [O'BRIEN 1997] und überaus erfolgreich. Die Dentintubuli wurden geöffnet, in dem man auf das Dentin etwas Phosphorsäure applizierte. Das Problem dabei war der Gewebsflüssigkeitsaustritt, der verhinderte, dass es zu einem guten Verbund zwischen hydrophoben Adhäsiv und feuchter Dentinoberfläche kommen konnte [VAN MEERBEEK 1994].

Dabei wurde allerdings festgestellt, dass mittels mikroretentiven Ineinandergreifens eine Bindung von 20 MPa zwischen Kompositen und anorganischen Schmelz hergestellt und eine nahezu randspaltfreie Kunststofffüllung gelegt werden konnte [ANUSAVICE 1996; GWINNETT 1990; LUTZ et al. 1984; NOACK 1988].

In der modernen restaurativen Zahnheilkunde spielen die Dentinadhäsive eine wichtige Rolle [ERNST 2001].

Die verschiedenen Systeme werden heute hauptsächlich nach „Etch-and-Rinse“ und selbstkonditionierenden Adhäsiven unterschieden [FRANKENBERGER 2009; VAN MEERBECK et al. 2004] (Tab. 2). Die Arbeitsschritte werden dabei entweder in einen Schritt zusammengefasst oder es erfolgt das separate Konditionieren, Primern und Auftragen eines Adhäsives [HELLWIG et al. 1995].

Durch das Zusammenfassen der einzelnen Schritte erreicht man eine Vereinfachung der Systeme. Allerdings kann trotz Steigerung der Haftkraft und Verringerung der Techniksensibilität jedoch nicht automatisch von einer Verbesserung der Randqualität gesprochen werden [KUGEL und FERRARI 2000].

Tab. 2 Einteilung der Dentinhaftvermittler in Etch-and-Rinse und Selbstätzende Systeme

Etch-and-Rinse-Systeme		Selbstätzende (Self-Etch) Systeme	
3-Schritte	2-Schritte	2-Schritte	1-Schritt
Konditionierer	Konditionierer	Selbstkonditionierende Primer	Selbstkonditionierender Primer+Adhäsiv
Primer	Primer+Adhäsiv	Adhäsiv	
Adhäsiv			

3.5.1 „Etch-and-Rinse“ Systeme

3-Schritt-Adhäsive

Die Schmierschicht, welche beim Anschleifen von Dentin entsteht, ist eine 1-2 µm dicke, inhomogene, wenig kohärente Schicht, die die Tubuli verstopft. Diese Schicht wird mit einem Konditionierer aufgelöst. Der Primer, eine dünnflüssige Lösung, dringt in das freigelegte Kollagenetz ein und infiltriert es. Durch das visköse Adhäsiv wird das Kollagenetz stabilisiert. Frankenberger [1999] zeigte durch seine Studien, dass diese Methode eine hohe Zuverlässigkeit in Bezug auf die Randdichtigkeit aufweist.

2-Schritt-Adhäsive

Die so genannten Ein-Flaschen-Adhäsive, ein Primer-Adhäsiv-Gemisch in einer Flasche, wurden entwickelt, um die Anwendung zu vereinfachen. Die Methodik des Total-Etch wurde beibehalten. Unabhängig von der Art der zu applizierenden Säure ist das eigentliche Bondingsystem immer in einer Flasche vorzufinden. Der Unterschied unter den Systemen besteht darin, dass das Primer-Adhäsiv-Gemisch zweimal aufgetragen werden muss. Die erste Schicht wirkt als Primer und die zweite Schicht übernimmt die Aufgabe des Adhäsives [HELLWIG et al. 1995].

Diese Arten von Dentinhaftvermittlern waren einfacher anzuwenden, allerdings zeigten klinische Untersuchungen schlechtere Haftwerte als bei den 3-Schritt-Adhäsiven.

3.5.2 Selbstätzende Systeme

2-Schritt-Adhäsive

Bei den 2-Schritt-Adhäsiven wird ein selbstkonditionierender (Self-Etch) Primer verwendet. Dieser übernimmt die Funktion von Säure und Primer. Es kommt ebenfalls zur Demineralisierung des Dentins und zum Auflösen der Schmierschicht [VAN MEERBEEK et al. 1992]. Der Unterschied zu den Etch-and-Rinse-Systemen besteht darin, dass gleichzeitig mit der Demineralisation das Monomer in das Kollagenfasergeflecht eindringt [HALLER und BLUNCK 2003]. Das Fasergeflecht kann nicht durch Übertrocknung kollabieren. Es ergibt sich also für den Anwender eine Verbesserung durch den Wegfall eines Arbeitsschrittes und die Vereinfachung der Anwendung.

Im zweiten Schritt wird auch hier ein Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet.

1-Schritt-Adhäsiv

Bei dem 1-Schritt-Adhäsiv wurden Konditionierer, Primer und Adhäsiv in einer Flasche kombiniert. Dies wird auch „All-in-one-Adhäsiv“ genannt.

4 Material und Methode

4.1 Material

4.1.1 Die Zähne

Im Rahmen dieser Untersuchungen wurden für vier Versuchsreihen 28 extrahierte einwurzelige menschliche Zähne verwendet. Die Zähne wurden direkt nach der Extraktion und während der gesamten Studie immer feucht gehalten. Vor Beginn der Versuchsreihen erfolgte dies in 0,1%iger Thymollösung, während der Versuchsreihen in destilliertem Wasser.

Es wurden nur Zähne in die Untersuchung einbezogen, die keine Karies oder Wurzelfüllungen aufwiesen und mindestens eine Wurzelbreite von 7,5 mm hatten. Dieses Maß ergibt sich aus der Größe der Bohrung von 3,5 mm und einer notwendigen Restdentinstärke von jeweils 2 mm.

4.1.2 Der optische Zylinder

Der Poly-Methyl-Methacrylat (PMMA)–Zylinder (Abb.3) der Firma Morcher (Stuttgart) wurde als Ersatz für die getrübbte Hornhaut genommen.

Der PMMA-Zylinder hat eine Länge von 8 mm. Der größere Durchmesser beträgt 4 mm, der kleinere 3,5 mm. Der dünnere Teil wird in der Haptik befestigt, der dickere Teil zeigt in Richtung Sehnerv. Unter In-vivo-Bedingungen sind die brechenden Oberflächen des Zylinders schon ab Werk sphärisch geschliffen. Die Gesamtbrechkraft beträgt 60 dpt. Dabei wird die äußere Seite konvex und die innere Oberfläche konkav geschliffen. Im Rahmen der vorliegenden In-vitro Studie war dies unerheblich und wurde damit auch nicht durchgeführt.

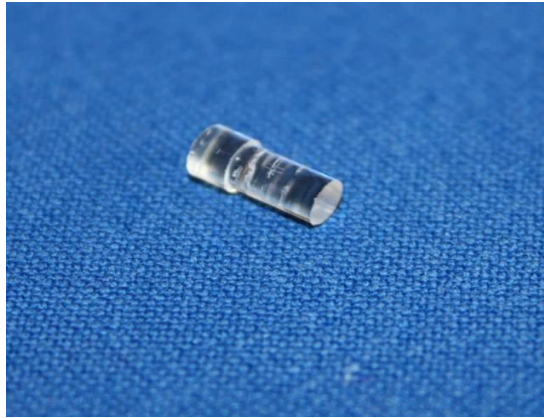


Abb. 3 Poly-Methyl-Methacrylat (PMMA) -Zylinder (ungeschliffen)

4.1.3 Der Befestigungszement

Tab. 3 Der Befestigungszement

Handelsname	Bestandteile	Zusammensetzung	Verarbeitung
Paladur® (Heraeus Kulzer GmbH) Kaltpolymerisierend	Pulver	Methylmethacrylat – Copolymer	Pulver und Flüssigkeit 5 g:3 ml anmischen (15 s) ; Flüssigkeit vorlegen, solange Pulver einstreuen bis geringer Flüssigkeitsspiegel bestehen bleibt Aushärtungszeit bei Raumtemperatur beträgt 9-12 min
	Flüssigkeit	Methylmethacrylat Dimethacrylat	

4.1.4 Die Adhäsivsysteme

Tab. 4 Die Adhäsivsysteme

[illegible]

Handelsname	Bestandteile	Zusammensetzung	Verarbeitung
Resulcin® (Merz Dental GmbH, Lütjenburg)	AquaPrime	methacrylierte Phosphate	Je 1 Tropfen AquaPrime und Aqua conservans vermischen; (Verarbeitungszeit 20-30 s) Entfernen der überflüssigen Grundierung; Trocknen mit sanftem Luftstrom;
lichthärtendes multifunktionelles Zweiphasen-Haftsystem für adhäsive Verbindung von Komposits und Kompomeren mit Schmelz und Dentin	Monobond	Bisphenol- α -glycidylmethacrylat Triethylenglycoldimethacrylat Polymethacrylatoligomaleinsäure	1 Tropfen Monobond applizieren; Überschuss verblasen Lichthärtung 30 s
2-Schritt Self-Etch-Adhäsiv			

4.1.5 Das Verbundsystem

Tab. 5 Das Verbundsystem

Handelsname	Bestandteile	Zusammensetzung	Verarbeitung
Panavia® F 2.0 (Kuraray Co. Japan Co. Ltd.) dualhärtendes Zementsystem auf Kunststoffbasis	ED Primer (haftende Grundierung; Flüssigkeit A u. B) Panavia F 2.0 Paste (Paste A u. B)	2-Hydroxyethylenmethacrylat N-Metacryloyl-5 Amino Salicylic Acid 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen- Phosphate Flüssigkeit A und B	Je 1 Tropfen Flüssigkeit A u. B vermischen; Auftragen auf Dentinoberfläche mit Microbrush (Einwirkzeit 30 s); Entfernen der überflüssigen Grundierung; Trocknen mit sanftem Luftstrom Mischen von Paste A u. B im Verhältnis 1:1 (20 s); Auftragen auf Zylinder; Einsetzen und Andrücken des Zylinders; Lichthärtung (20s pro Seite)

4.2 Herstellung der Odonto-Keratoprothese

4.2.1 Einteilung in Versuchsgruppen

Es wurden insgesamt vier Materialkombinationen getestet, daraus ergeben sich wie in Tabelle 6 dargestellt, vier Versuchsgruppen. Die Versuchsgruppe A wurde als Referenzgruppe gewertet und enthielt nur Paladur. Die Versuchsgruppen B und C beinhalteten zusätzlich zum Paladur ein Bondingsystem. Versuchsgruppe D bestand aus einem kompletten System, d.h. aus Bonding und zugehörigem Zement.

Jeder Versuchsgruppe wurden randomisiert sieben Zähne zugeordnet. In den Versuchen wurde nur eine Haptik aus Dentin ohne Knochenanteil verwendet, daher wird in der vorliegenden Arbeit von einer Odonto-Keratoprothese (OKP) gesprochen.

Tab. 6 Einteilung der Versuchsgruppen

Versuchsgruppe	Zement	Bondingsystem	Komplettsystem
A	Paladur	-	-
B	Paladur	AdheSE	-
C	Paladur	Resulcin	-
D	-	-	Panavia F 2.0

4.2.2 Präparation der Zähne

An den gesammelten Zähnen wurde zunächst mit Hilfe von Ultraschall (Piezo Lux KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß) vorhandener Zahnstein entfernt.

Anschließend erfolgte die sagittale Halbierung der Zähne mit der Trennmaschine der Firma Conrad Apparatebau GmbH. Aufgrund unterschiedlicher anatomischer Verhältnisse konnte teilweise nur eine Hälfte eines Zahnes verwendet werden. Die erforderliche Dentindicke von mindestens 2 mm war nicht bei allen Zahnhälften gegeben.

An dem Grinder-Polisher (Metkon Grips) wurde die geeignete Hälfte des Zahnes mit 400-, 800- und 1600-fachen Schleifpapier glatt geschliffen (A in Abb.4). Die für den

Versuchsaufbau benötigte plane Ebene wurde taktil und visuell kontrolliert. Es durften sich keine Pulpaüberreste auf dem Präparat befinden.



Abb. 4 Die verschiedenen Stadien der OKP. Zahnhälfte (A), genormte Bohrung (B), PMMA-Zylinder (C), eingeklebter Zylinder (D), Replik auf Probenhalter (E)

Mit Implantat-Bohrern der Firma Straumann (Pilot drill1, long, Ø 2,2-3,5 mm, L 41,0 mm stainless steel) (Abb. 5) wurde im mindestens 2 mm dicken Dentin eine genormte Bohrung präpariert (Abb. 4 B). Die Bohrer hatten die Größen 2,5 mm, 2,8 mm, 3,5 mm und wurden in aufsteigender Reihenfolge verwendet. Der sich daraus ergebende Umfang der Bohrung betrug 10,99 mm. Die Präparation erfolgte an einer KaVo Estetica Einheit unter Wasserkühlung mit einem lichtleitenden Winkelstück (INTRAccompact 25 LHC, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß).

So entstanden für vier Versuchsgruppen 28 Zahnhälften mit einer genormten Bohrung von 3,5 mm. Krone und Wurzelspitze wurden belassen.



Abb. 5 Implantatbohrer der Firma Straumann Ø 2,2-3,5 mm

4.2.3 Versuchsverlauf

Allgemein

Die PMMA-Zylinder (Abb. 4 C) mit einem Durchmesser von 3,5 mm wurden durch Ausprobieren der Passgenauigkeit innerhalb der Versuchsgruppe einem bestimmten Zahn zugeordnet. Damit sollte ein einwandfreier Sitz gewährleistet werden. Der Zement wurde auf den bereits teilweise in der Bohrung eingesteckten Zylinder zirkulär aufgetragen. Der Zylinder wurde nun von der konkaven Seite des Zahnes in die Endposition eingeführt und bis zur geschliffenen Seite vorgeschoben (Abb. 4 D).

Versuchsgruppen

In der Versuchsgruppe A (Referenzgruppe) wurde zur Befestigung des optischen Zylinders nur Paladur verwendet. Dieser Versuchsaufbau orientierte sich an der geläufigen Methode, die klinisch praktiziert wird, um den optischen Zylinder in der Haptik zu befestigen. Paladur (Heraeus Kulzer GmbH Hanau) wurde nach Herstellerangaben benutzt und im Verhältnis 5 g Pulver zu 3 ml Flüssigkeit angemischt und auf den Zylinder gegeben. Dieser befand sich zur Einschieberleichterung bereits etwas in der genormten Bohrung. Der bestrichene Zylinder wurde vorsichtig weiter eingeführt, bis er die Endposition erreicht hatte. Der Zement wurde somit in die vorhandene Bohrung hineingepresst. Der Überschuss des Paladurs wurde mit einem Spatel entfernt. Die Aushärtung erfolgte chemisch.

In Versuchsgruppe B wurde zusätzlich zum Paladur das Bondingsystem AdheSE (Ivoclar Vivadent, Schaan/Liechtenstein) verwendet.

Der Primer wurde für 30 s auf die Innenseite der Bohrung aufgebracht und vorsichtig mit dem Luftpuster verblasen. Anschließend wurde das Bonding aufgetragen, verblasen und für 10 s lichtgehärtet. Das Anmischen, die Applikation von Paladur und das Einsetzen des Zylinders erfolgten wie in der Versuchsgruppe A.

In Versuchsgruppe C wurde das Adhäsivsystem Resulcin (Merz Dental GmbH, Lütjenburg) verwendet.

Der Primer wurde auf die Innenseite der Bohrung aufgebracht und verblasen,

anschließend wurde das Bonding appliziert und für 20 s lichtgehärtet. Das weitere Vorgehen entsprach dem der Versuchsgruppe A.

Die Versuchsgruppe D mit Panavia F 2.0 (Kuraray Co. Japan Co. Ltd.) zeichnete sich dadurch aus, dass Panavia F 2.0 ein komplettes System darstellt und damit Paladur nicht benötigt wird. Von dem ED Primer II wurden je ein Tropfen A und B in ein in der Verpackung enthaltenes Mischbehältnis gegeben und vermischt. Anschließend wurde das Gemisch auf die Innenseite der Bohrung aufgetragen. Nach einer Einwirkzeit von 30 s wurde die Innenseite kurz abgepustet. Der Zement wurde 1:1 aus Paste A und B für 20 s angemischt und auf den Zylinder aufgetragen. Dieser wurde dann in die Endposition gebracht und der Zement für 20 s lichtgehärtet.

4.2.4 Die Replikenherstellung

Da in dieser Studie der Haftverbund von Haptik und Optik in zwei unterschiedlichen Schliffebenen untersucht werden sollte, mussten Repliken der Schliffflächen hergestellt werden. Diese ermöglichten aufgrund der hohen Zeichengenauigkeit des beim Abdruck verwendeten additionsvernetzenden Silikons und aufgrund des guten Fließverhaltens des Epoxidharzes eine original- und detailgetreue Darstellung. Damit konnten genaue und reproduzierbare Messungen durchgeführt werden und die verschiedenen Schliffebenen standen auch später für Kontrollen und Vergleiche zur Verfügung.

Die längs durchtrennten Zähne, deren eine Seite bereits geschliffen war, mussten nach Einkleben des Zylinders erneut bearbeitet werden. Sie wurden wieder an dem Grinder-Polisher (Metkon Grips) mit Hilfe von Schleifpapier mit 400-, 800- und 1600-facher Körnung beschliffen. Durch die immer feiner werdende Körnung wurden alle Schleifspuren entfernt und es wurde damit die erste Schliffebene hergestellt. Die Kontrolle erfolgte visuell und taktil.

Zum Abformen wurde das additionsvernetzte Abformmaterial President Jet (Coltène/Whaledent, France) verwendet, welches in die vorher gefertigten Optosil Comfort Putty- Formen (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) eingebracht wurde.

Nach dem Abformen wurden die Zahnhälften erneut mit dem Grinder-Polisher um die Hälfte des Dentindurchmessers reduziert. Dies ergab bei jeder Probe einen unterschiedlichen Substanzverlust. Diese neue zweite Schnittebene wurde ebenfalls, wie für die erste Schliffebene beschrieben, plan geschliffen und mit President Jet abgeformt.

Das Ausgießen der Abformungen erfolgte mit Stycast (TE Klebetechnik, Hannover), einem Gießharz auf Epoxidharzbasis. Die jetzt entstandenen Repliken wurden auf konfektionierten Probenhaltern für das Rasterelektronenmikroskop mit einem leitfähigen Karbonkleber, Leit-C-Plast Plastic Conductive Carbon Cement (Neubauer Chemikalien, Münster) fixiert (Abb. 4 E). Die Herstellung der Repliken wurde mit einer Goldbeschichtung in der Sputteranlage abgeschlossen. Dies erfolgte für fünf Minuten unter Vakuum bei einer Stromstärke von 10 mA (entspricht einer Goldschichtstärke von etwa 20 nm).

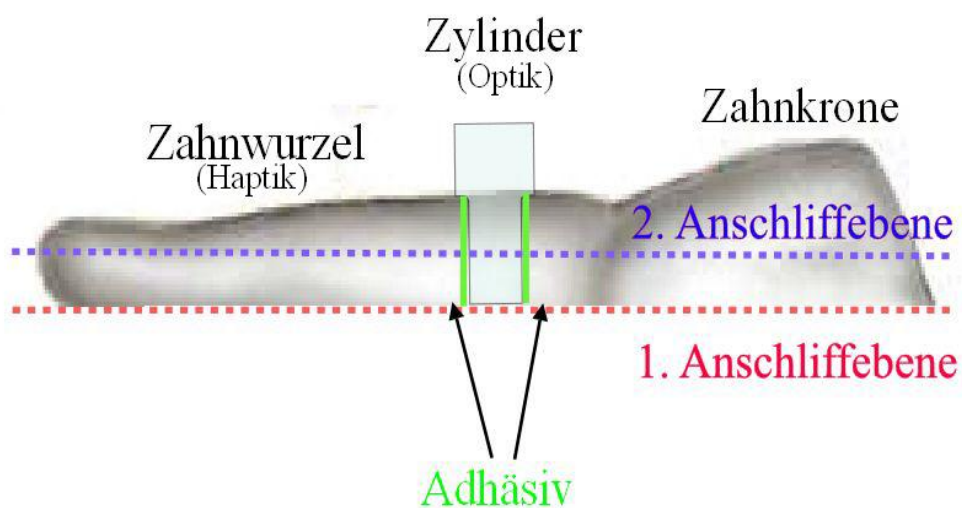


Abb. 6 Schematische Darstellung einer Zahnhälfte. Es sind beide Anschliffebenen, der eingepasste Zylinder und die Adhäsivfläche (Klebung) dargestellt.

4.3 Rasterelektronenmikroskopische Grenzflächenanalyse

Der Probenhalter wurde mit der Replik nach technischen Vorgaben in das Rasterelektronenmikroskop eingesetzt.

Die Analyse der Verbundzone der vorbereiteten Repliken wurde bei 250facher Vergrößerung am Rasterelektronenmikroskop (REM), (FEI, Eindhoven, Niederlande) Quanta 200 vorgenommen.

Das Auswertkriterium für diese Studie war die Länge des Randspaltes, dem Bereich, in dem es zu keiner vollständigen Verbindung des Zements mit dem Zahn, bzw. mit dem Zylinder gekommen war.

Die Spaltlänge wurde mit Hilfe eines Messstabes gemessen. An einem markanten Punkt wurde mit der Messung des gesamten Spaltes begonnen. Bei der Auswertung wurden an den Grenzflächen meist mehrere Abschnitte des Randspaltes gefunden. Diese einzelnen Abschnitte wurden addiert. Ein komplett zirkulär durchgehender Spalt (Gesamtlänge 10,99 mm) wurde mit 100% gewertet. Je kleiner die Summe der Randspalten war, umso besser war das Ergebnis.

Untersucht wurden die Grenzflächen zwischen Befestigungszement und Zahn (Dentin) und zwischen dem Befestigungszement und Zylinder, jeweils in der ersten und zweiten Anschliffebene.

4.4 Statistische Untersuchung

Die gewonnenen Messwerte wurden statistisch aufgearbeitet.

Die statistische Auswertung wurde mit SPSS 12 für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA) unter Verwendung des t-Testes und des einfaktoriellen ANOVA-Testes durchgeführt. Ähnlich wie bei einem t-Test, wird bei dem einfaktoriellen ANOVA-Test bei unabhängigen Stichproben eine Hypothese überprüft. Diese Hypothese besagt, dass die Mittelwerte einer Variablen in verschiedenen Fallgruppen in der Grundgesamtheit gleich groß sind. Hierbei können mehrere Mittelwerte miteinander verglichen werden. Beim t-Test ist nur ein Vergleich von zwei Mittelwerten möglich. Ein Ergebnis gilt dann als signifikant, wenn der p-Wert $< 0,05$ beträgt, die

Irrtumswahrscheinlichkeit also $< 5\%$ ist.

Folgende Fragen wurden im Hinblick auf die statistische Signifikanz überprüft:

- 1) Kann mit den untersuchten Adhäsiven oder dem untersuchten Befestigungssystem der Verbund zwischen Haptik und Optik verbessert werden?
- 2) Lassen sich zwischen der ersten und der zweiten Schliffebene Unterschiede hinsichtlich des Verbundes erkennen?
- 3) Gibt es Unterschiede zwischen den Grenzflächen Zahn-Zement und Zement-Zylinder bezüglich der Randspalthäufigkeiten?

5 Ergebnisse

5.1 Rasterelektronenmikroskopische Grenzflächenanalyse

Die Grenzflächen wurden getrennt nach den Verbundzonen von Zahn und Zement bzw. von Zement und Zylinder, jeweils in der ersten und zweiten Schliffebene untersucht.

Bei der Auswertung der Messergebnisse aus der rasterelektronenmikroskopischen Grenzflächenanalyse wurde die Gesamtlänge der beiden zu beurteilenden Grenzflächen jeweils als 100% gewertet. In Tabelle 7 findet sich eine Übersicht zur Versuchsauswertung der verschiedenen Materialien in den Versuchsgruppen mit den dazugehörigen prozentualen Mittelwerten in der ersten und zweiten Schliffebene.

Tab. 7 Übersicht der prozentualen Anteile der Randspaltenlänge in der ersten und zweiten Schliffebene in Abhängigkeit von den gewählten Befestigungsmaterialien

			Anteil des Randspaltes am Gesamtumfang	
			Erste Ebene	Zweite Ebene
			Mittelwert in %	Mittelwert in %
Material	Paladur	Zahn-Zement	42,66	50,70
		Zement-Zylinder	6,57	12,16
	AdheSE	Zahn-Zement	23,11	20,67
		Zement-Zylinder	14,81	11,93
	Resulcin	Zahn-Zement	36,44	45,97
		Zement-Zylinder	30,95	38,17
	Panavia	Zahn-Zement	5,60	4,60
		Zement-Zylinder	38,53	34,11

Versuchsgruppe A Schliffebene 1

Abbildung 7 zeigt einen Ausschnitt einer rasterelektronenmikroskopischen Aufnahme der Verbundzone in 500facher Vergrößerung. Die Grenzfläche zwischen Zement und Zylinder ist nicht zu erkennen, aber die Grenzfläche zwischen Zahn und Zement lässt sich eindeutig detektieren.

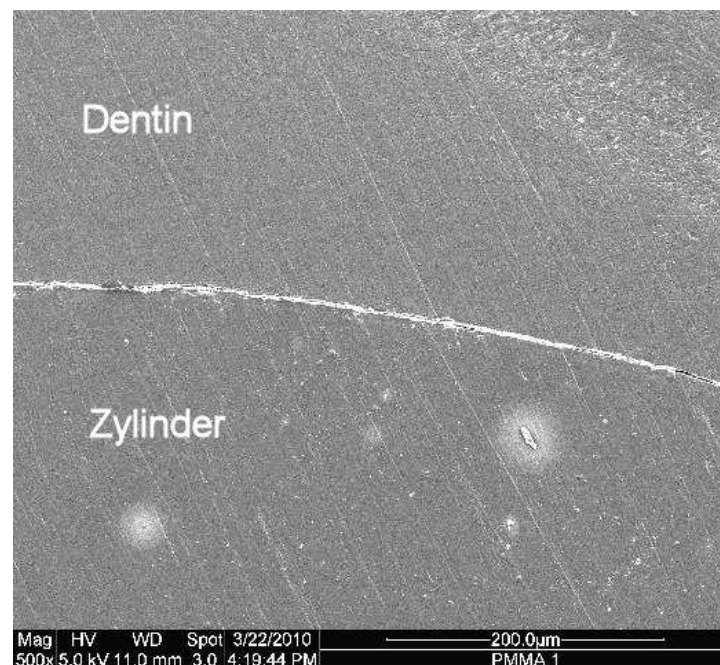


Abb. 7 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der ersten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe A bei 500facher Vergrößerung

Versuchsgruppe A Schliffebene 2

In Abbildung 8 wird die zweite Schliffebene eines Präparates aus der Gruppe A betrachtet. Man erkennt die Grenzfläche zwischen Zahn und Zement, aber nicht die Grenzfläche zwischen Zement und Zylinder.

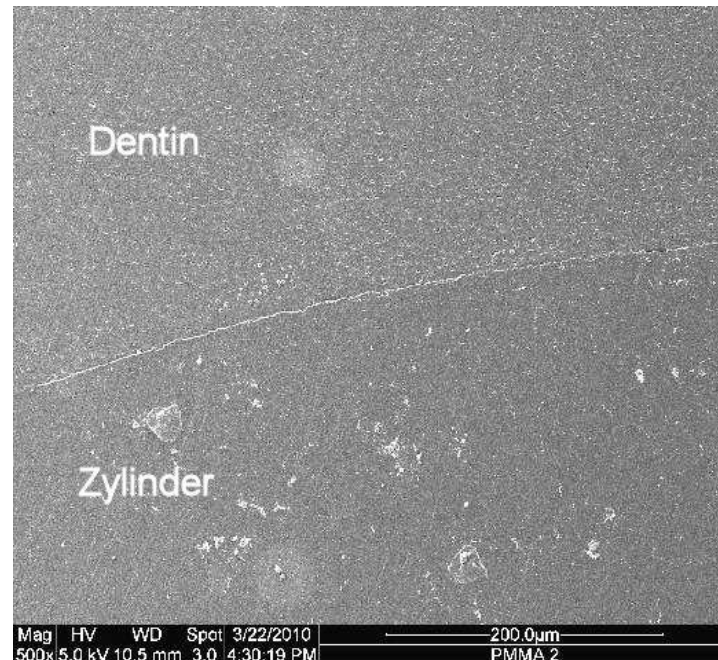


Abb. 8 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der zweiten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe A bei 500facher Vergrößerung

Versuchsgruppe B Schliffebene 1

In Abbildung 9 ist die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der ersten Schliffebene eines Präparates der Gruppe B bei 500facher Vergrößerung dargestellt. Die Grenzfläche zwischen Zahn und Zement ist gut zu erkennen. Die Grenzfläche zwischen Zement und Zylinder ist nur ansatzweise sichtbar.

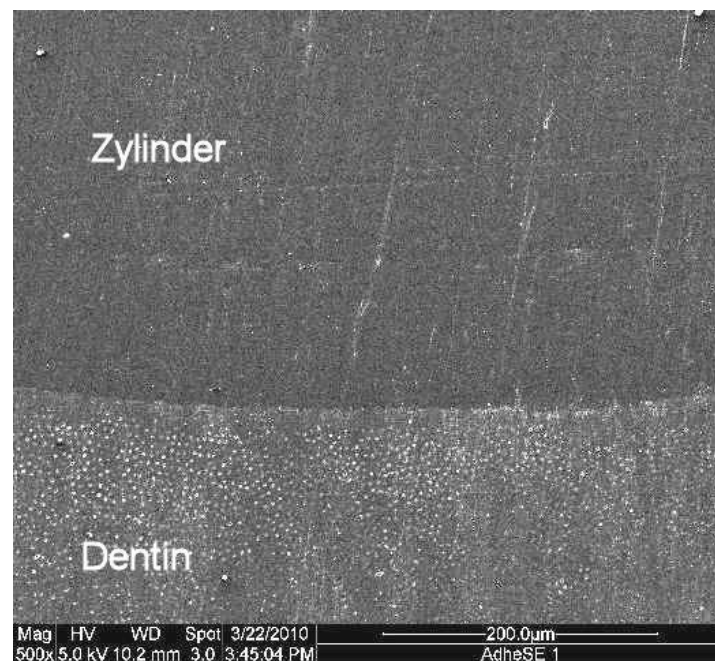


Abb. 9 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der ersten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe B bei 500facher Vergrößerung

Versuchsgruppe B Schliffebene 2

Abbildung 10 zeigt die zweite Schliffebene eines Präparates der Gruppe B. In 500facher Vergrößerung ist die Grenzfläche zwischen Zahn und Zement zu erkennen. Die Grenzfläche zwischen Zement und Zylinder stellt sich in der linken Bildhälfte ansatzweise dar.

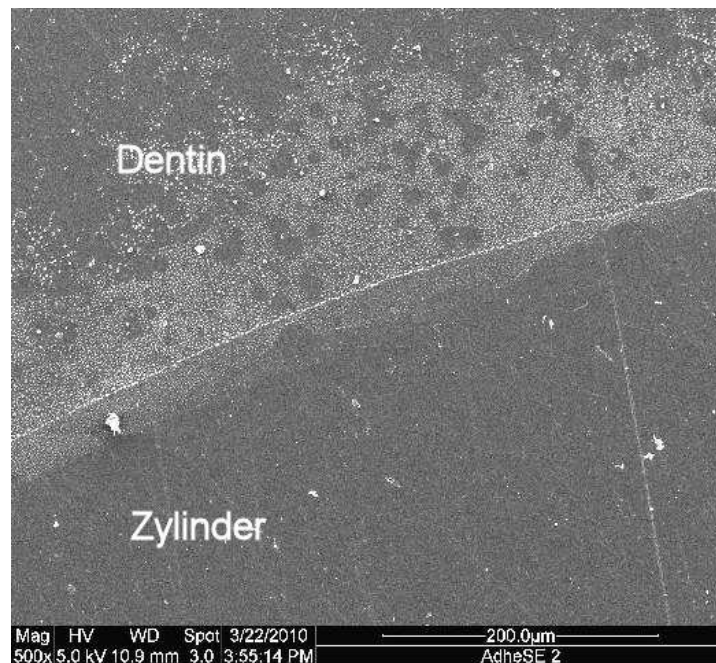


Abb. 10 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der zweiten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe B bei 500facher Vergrößerung

Versuchsgruppe C Schliffebene 1

Abbildung 11 zeigt ein repräsentatives Foto einer rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung der Verbundzone eines Präparates der Gruppe C bei 500facher Vergrößerung. Auf der Abbildung ist die gesamte Verbundzone zwischen Zahn und Zylinder nicht mit Zement ausgefüllt.

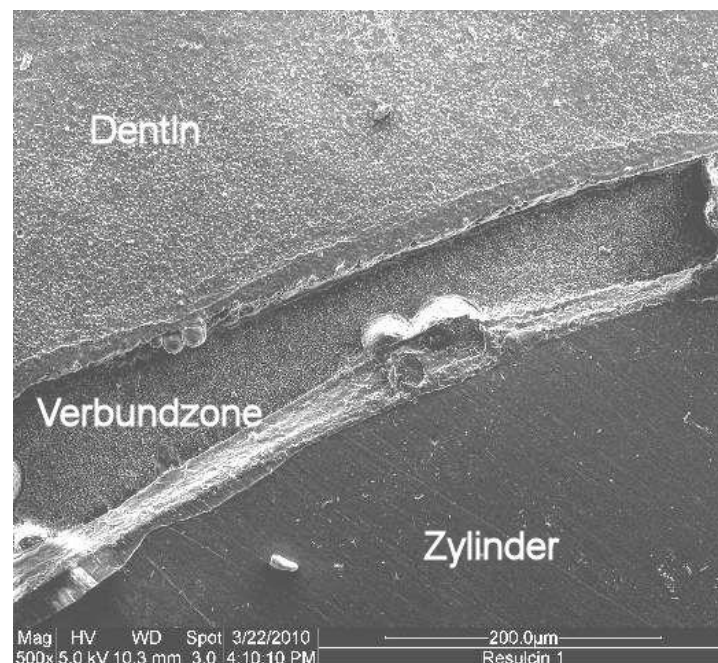


Abb. 11 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der ersten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe C bei 500facher Vergrößerung

Versuchsgruppe C Schliffebene 2

Abbildung 12 zeigt ein Foto der Verbundzone in der zweiten Schliffebene eines Präparates der Gruppe C bei 500facher Vergrößerung. Die Verbundzone zwischen Zahn und Zylinder ist nur unvollständig mit Zement ausgefüllt.

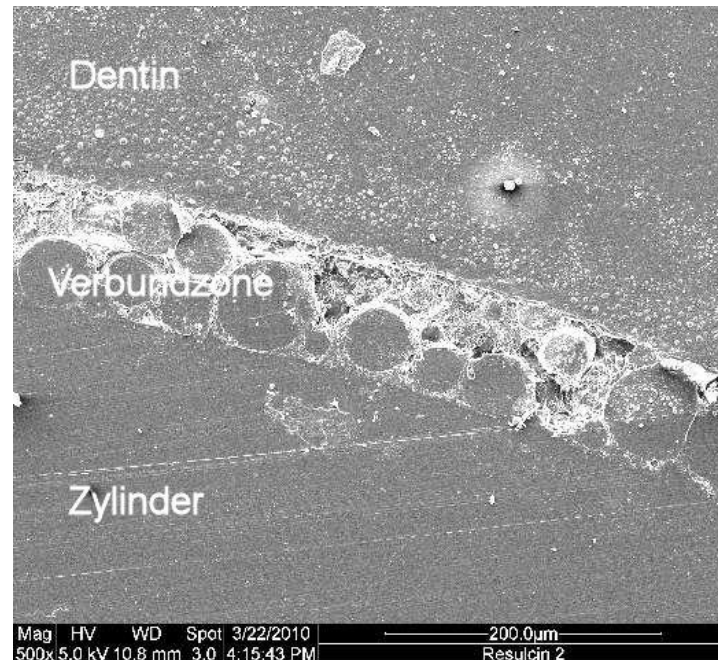


Abb. 12 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der zweiten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe C bei 500facher Vergrößerung

Versuchsgruppe D Schliffebene 1

Auf der Abbildung 13, einem repräsentativen Foto der Verbundzone der Gruppe D bei 500facher Vergrößerung, ist die Grenzfläche zwischen Zahn und Zement nicht zu erkennen. Zwischen Zement und Zylinder ist sie schwach dargestellt.

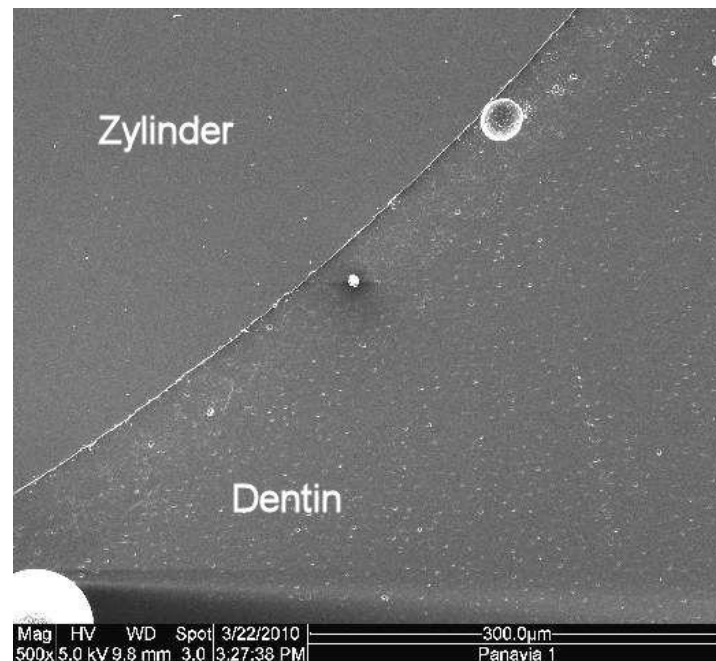


Abb. 13 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der ersten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe D bei 500facher Vergrößerung

Versuchsgruppe D Schliffebene 2

Abbildung 14 zeigt ein repräsentatives Foto der Verbundzone der Gruppe D bei 500facher Vergrößerung in der zweiten Ebene. Die Grenzfläche zwischen Zahn und Zement ist zu erkennen, sie weist aber keinen Randspalt auf. Die Grenzfläche zwischen Zement und Zylinder ist ebenfalls dargestellt. Ein Randspalt ist deutlich zu erkennen.

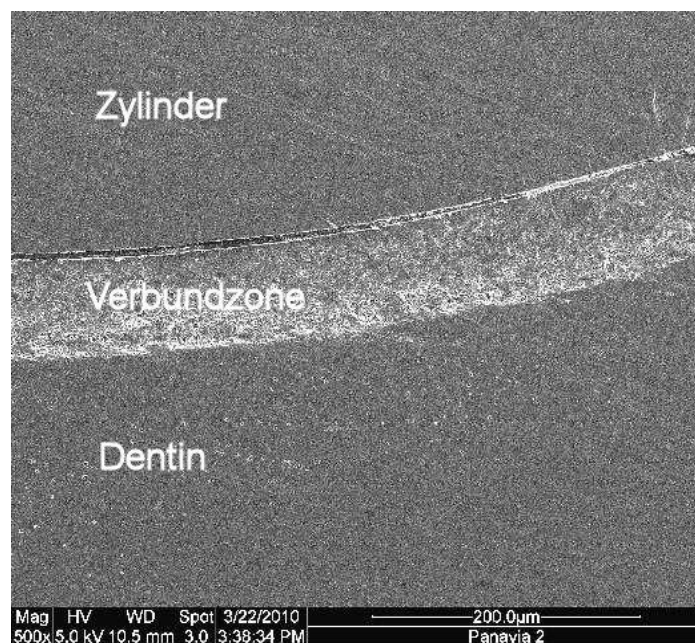


Abb. 14 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Grenzfläche in der zweiten Schliffebene eines Präparates aus der Versuchsgruppe D bei 500facher Vergrößerung

5.2 Statistische Auswertung der Versuchsergebnisse

Die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Grenzflächenanalyse in den verschiedenen Versuchsgruppen wurden mit Hilfe des t-Tests analysiert. Zusätzlich wurde der einfaktorielle ANOVA-Test verwendet.

Die Grenzflächen zwischen Zahn und Zement bzw. zwischen Zement und Zylinder wurden jeweils in der ersten und zweiten Schnittebene getrennt statistisch analysiert. Eine Zusammenstellung der ermittelten Mittelwerte lässt sich aus den Tabellen 8 und 11 sowie den dazugehörigen Abbildungen 15 und 18 entnehmen. Die Mittelwerte werden in Millimeter bzw. als prozentualer Anteil angegeben.

Eine Auflistung aller am Rasterelektronenmikroskop gemessenen Einzelwerte (für alle Materialien, für alle Grenzflächen und für beide Schnittebenen) kann den Tabellen im Anhang der Arbeit entnommen werden.

5.2.1 Ergebnisse für die Grenzfläche Zahn-Zement in der ersten und zweiten Schliffebene

Die am Rasterelektronenmikroskop ausgemessenen Werte für die Randspaltverteilung an der Grenzfläche Zahn-Zement werden in Tabelle 8 als Mittelwert in Millimeter bzw. als prozentualer Anteil der gesamten Länge der Grenzfläche angeführt.

Tab. 8 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse für die Grenzfläche Zahn-Zement. Aufgeführt sind die Anzahl der untersuchten Proben (n), die Mittelwerte für die Randspalten in Prozent und in Millimeter und die Standardabweichungen in Millimeter

Zahn-Zement

Ebene	Material	n	Mittelwert %	Mittelwert mm	Standard-abweichung mm
1. Anschliffebene	Paladur	7	42,66%	4,69	+/- 1,21
	AdheSE	7	23,11%	2,54	+/- 1,32
	Resulcin	7	36,44%	4,01	+/- 2,51
	Panavia F 2.0	7	5,60%	0,62	+/- 0,19
2. Anschliffebene	Paladur	7	50,70%	5,58	+/- 1,32
	AdheSE	7	20,67%	2,27	+/- 1,15
	Resulcin	7	45,97%	5,06	+/- 2,27
	Panavia F 2.0	7	4,60%	0,51	+/- 0,36

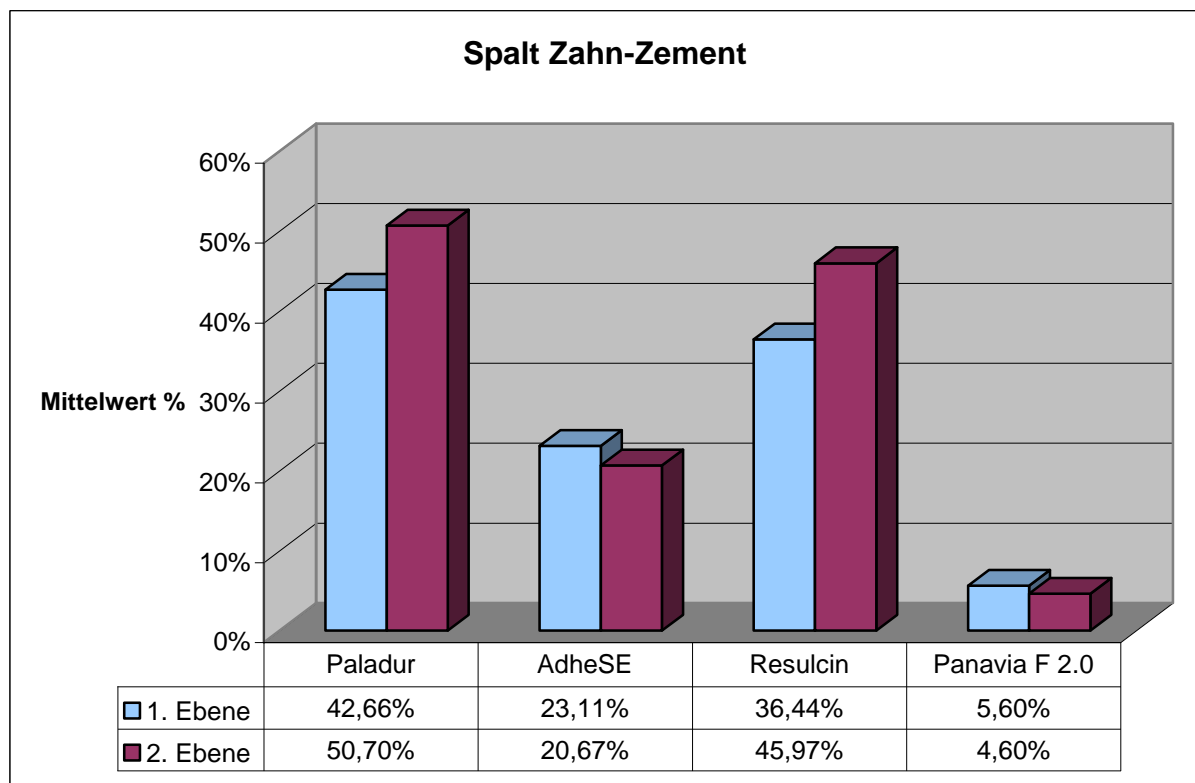


Abb. 15 Anteil Randspalt in Prozent an der Grenzfläche Zahn-Zement für die erste und zweite Anschliffebene

Tab. 9 Ergebnisse des t-Testes für den Vergleich der 4 Versuchsgruppen hinsichtlich der Randspalthäufigkeit zwischen Zahn und Zement in der zweiten Anschliffebene. Aufgeführt sind die p-Werte, signifikante Unterschiede mit „s“ markiert

1. Ebene	Paladur	AdheSE	Resulcin	Panavia F 2.0
Paladur	x			
AdheSE	0,008 s	x		
Resulcin	0,530	0,208	x	
Panavia F 2.0	0,000 s	0,008 s	0,012 s	x

Bei der statistischen Auswertung zeigte sich, dass Panavia F 2.0 in der ersten Schliffebene den signifikant geringsten Anteil an Randspalten im Bereich der Grenzflächen Zahn-Zement aufwies (Tab. 9). Zwischen Resulcin und Paladur zeigten sich keine signifikanten Unterschiede (Tab. 9).

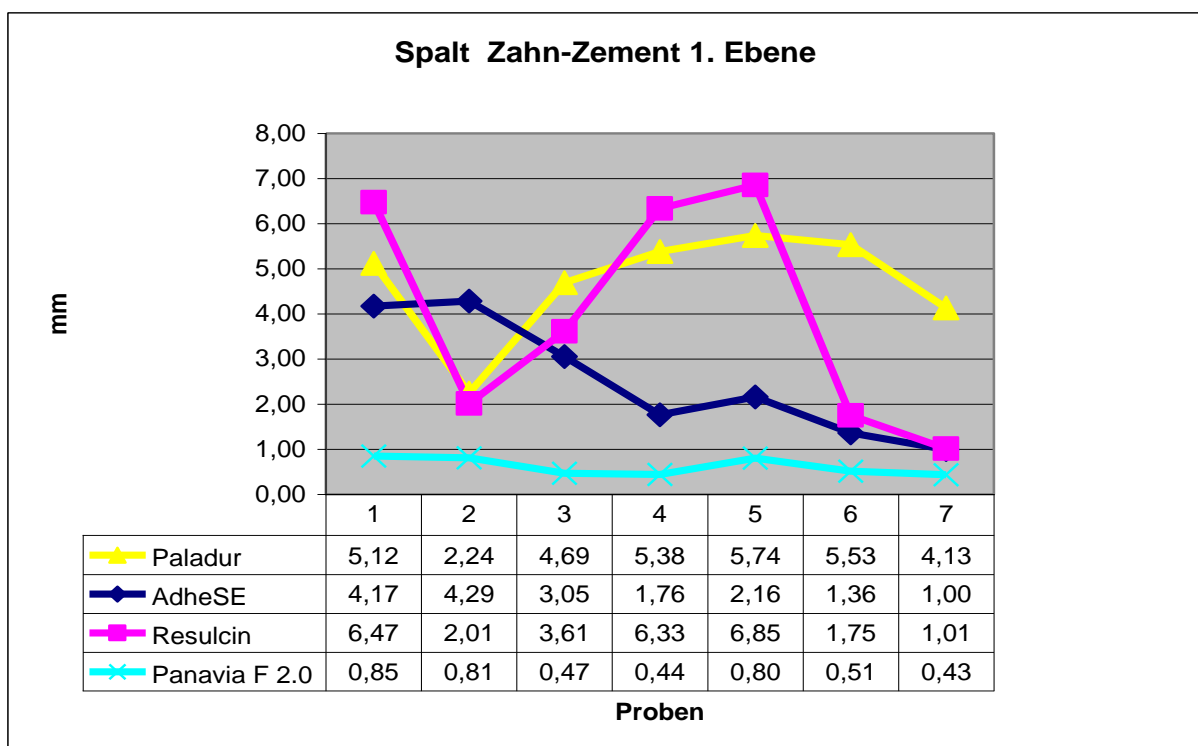


Abb. 16 Streubreiten der Spaltlängen an der Grenzfläche Zahn-Zement in der ersten Schliffebene. Aufgeführt sind die Randspaltlängen (in Millimeter) für alle 7 Einzelproben der vier Versuchsgruppen

Bei der Untersuchung der Streubreiten der erhobenen Daten zur Spaltbildung waren die geringsten Schwankungen bei Panavia F 2.0 zu finden (Abb. 16). Paladur zeigte bis auf einen Ausreißer ebenfalls nur eine geringe Schwankung der Messwerte (Abb. 16). Außer einem Ausreißer von 2,24 mm befanden sich alle Werte im Bereich von 4,13 mm bis zu 5,74 mm und waren damit im oberen Feld der ermittelten Randspalten.

AdheSE wies eine breite Streuung der Spaltlängen von 1,0 mm bis 4,29 mm auf, der Mittelwert lag bei 2,54 mm (Abb. 16)

Bei der Betrachtung der gemessenen Werte fiel im Fall von Resulcin auf, dass die Streuung ausgeprägter war als bei den anderen Materialien. Die Werte reichten von 1,01 mm bis 6,85 mm. Höhere Randspaltwerte wurden in der ersten Schliffebene für die Grenzfläche Zahn-Zement in dieser Studie nicht erreicht (Abb. 16).

Tab. 10 Ergebnisse des t-Testes für den Vergleich der 4 Versuchsgruppen hinsichtlich der Randspalthäufigkeit zwischen Zahn und Zement in der zweiten Anschliffebene. Aufgeführt sind die p-Werte, signifikante Unterschiede mit „s“ markiert

2. Ebene	Paladur	AdheSE	Resulcin	Panavia F 2.0
Paladur	x	0,000 s	0,602	0,000 s
AdheSE		x	0,013 s	0,002 s
Resulcin			x	0,002 s
Panavia F 2.0				x

Bei der statistischen Auswertung der Randspalthäufigkeiten in der zweiten Schliffebene ergab sich für Panavia F 2.0 ebenfalls ein signifikanter Unterschied zu den anderen verwendeten Materialien (Tab. 10).

Paladur wies in der zweiten Schliffebene im Vergleich mit AdheSE signifikant weniger perfekte Randbereiche auf.

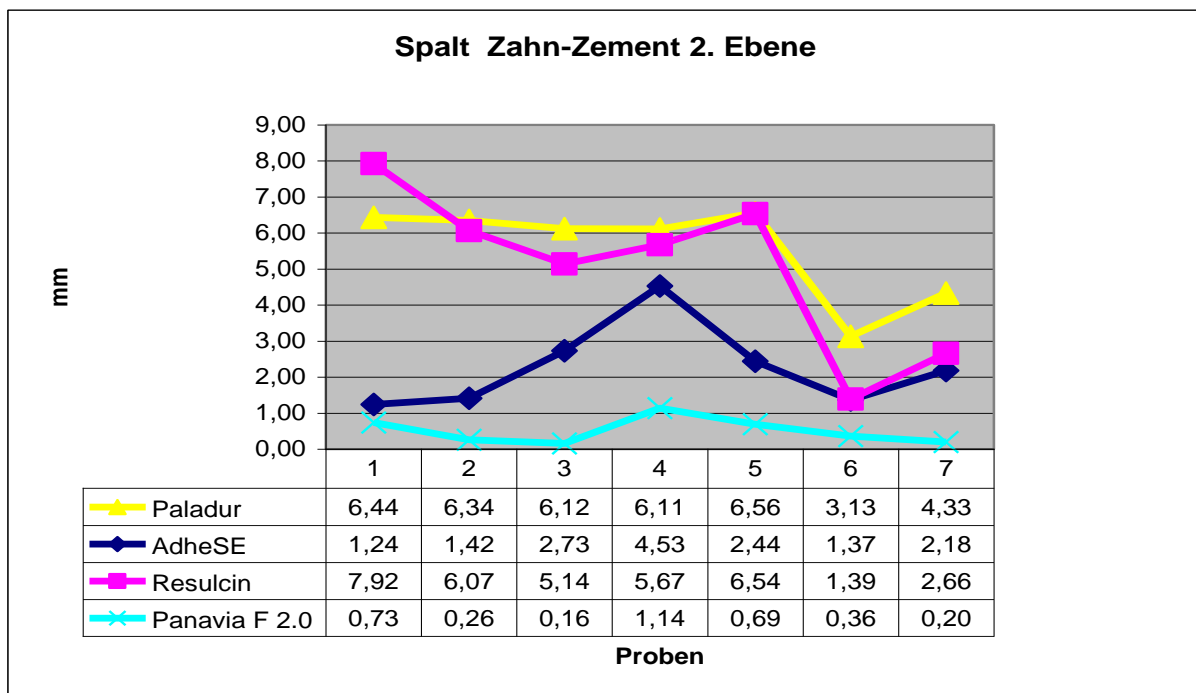


Abb. 17 Streubreiten der Spaltlängen an der Grenzfläche Zahn-Zement in der zweiten Schliffebene. Aufgeführt sind die Randspaltlängen (in Millimeter) für alle 7 Einzelproben der vier Versuchsgruppen

Bei der statistischen Auswertung der Streuung der Messwerte in der zweiten Schliffebene der Grenzfläche Zahn-Zement zeigte sich für Paladur nur eine geringe Schwankung (Abb. 17).

AdheSE wies eine Streuung der Spaltlängen von 1,24 mm bis 4,53 mm auf (Abb. 17). Auch bei Resulcin findet sich eine breite Streuung der Werte.

Panavia F 2.0 wies an der Grenzfläche zwischen Zahn und Zement nur ein geringes Maß an Schwankungen auf. Die Werte lagen im Bereich von 0,16 mm bis hin zu 1,14 mm (Abb. 17).

5.2.2 Ergebnisse für die Grenzfläche Zement-Zylinder in der ersten und zweiten Schliffebene

In der nachfolgenden Tabelle 11 finden sich die Mittelwerte der Randspalthäufigkeiten für die Grenzfläche Zement-Zylinder jeweils in der ersten und zweiten Schliffebene. Angegeben sind die Werte in Millimeter und als prozentualer

Anteil der gesamten Länge der Grenzfläche.

Tab. 11 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse für die Grenzfläche Zement-Zylinder. Aufgeführt sind die Anzahl der untersuchten Proben (n), die Mittelwerte für die Randspalten in Prozent und in Millimeter und die Standardabweichungen in Millimeter

Zement-Zylinder

Ebene	Material	n	Mittelwert %	Mittelwert mm	Standard-abweichung mm
1. Schliffebene	Paladur	7	6,57%	0,72	+/- 0,31
	AdheSE	7	14,81%	1,63	+/- 1,31
	Resulcin	7	30,95%	3,40	+/- 2,47
	Panavia F 2.0	7	38,53%	4,24	+/- 0,67
2. Schliffebene	Paladur	7	12,16%	1,34	+/- 0,79
	AdheSE	7	11,93%	1,31	+/- 0,88
	Resulcin	7	38,17%	4,20	+/- 2,83
	Panavia F 2.0	7	34,11%	3,75	+/- 1,01

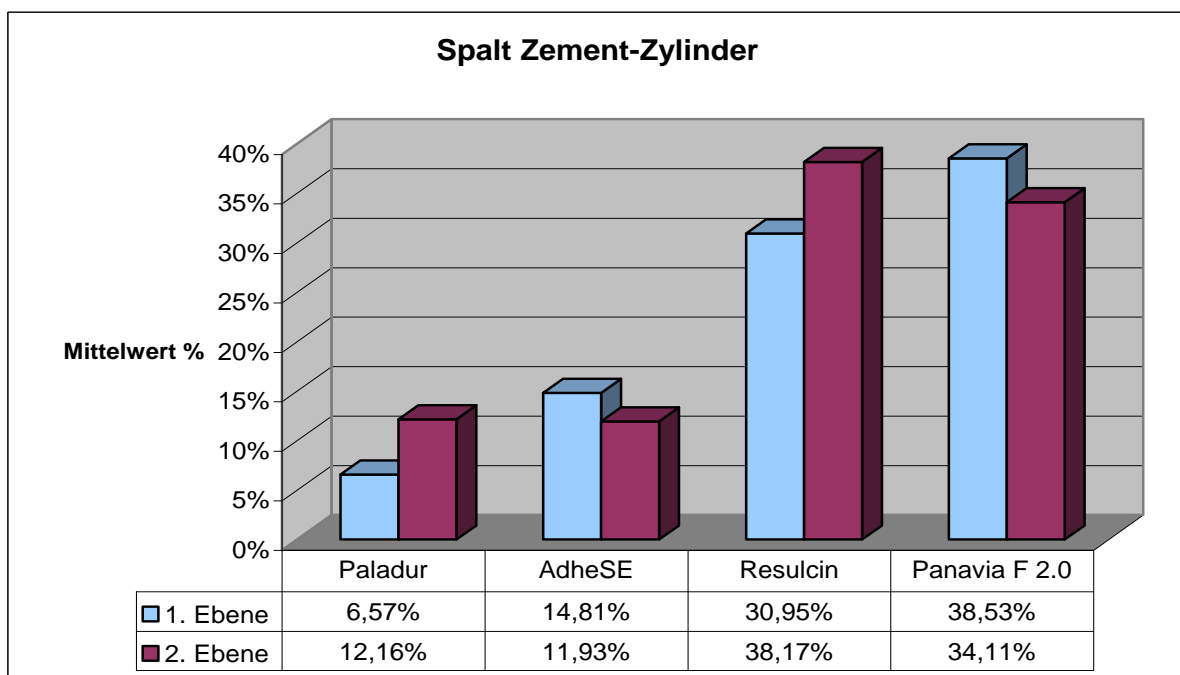


Abb. 18 Anteil Randspalt in Prozent an der Grenzfläche Zement-Zylinder für die erste und zweite Anschliffebene

Tab. 12 Ergebnisse des t-Testes für den Vergleich der 4 Versuchsgruppen hinsichtlich der Randspalthäufigkeit zwischen Zement und Zylinder in der ersten Anschliffebene. Aufgeführt sind die p-Werte, signifikante Unterschiede mit „s“ markiert

1. Ebene	Paladur	AdheSE	Resulcin	Panavia F 2.0
Paladur	x			
AdheSE	0,120	x		
Resulcin	0,028 s	0,117	x	
Panavia F 2.0	0,000 s	0,001 s	0,420	x

Signifikante Unterschiede der Randspalthäufigkeiten zwischen Zement und Zylinder in der ersten Schliffebene bestanden zwischen Paladur und Resulcin, Paladur und Panavia F 2.0, sowie zwischen AdheSE und Panavia F 2.0 (Tab. 12).

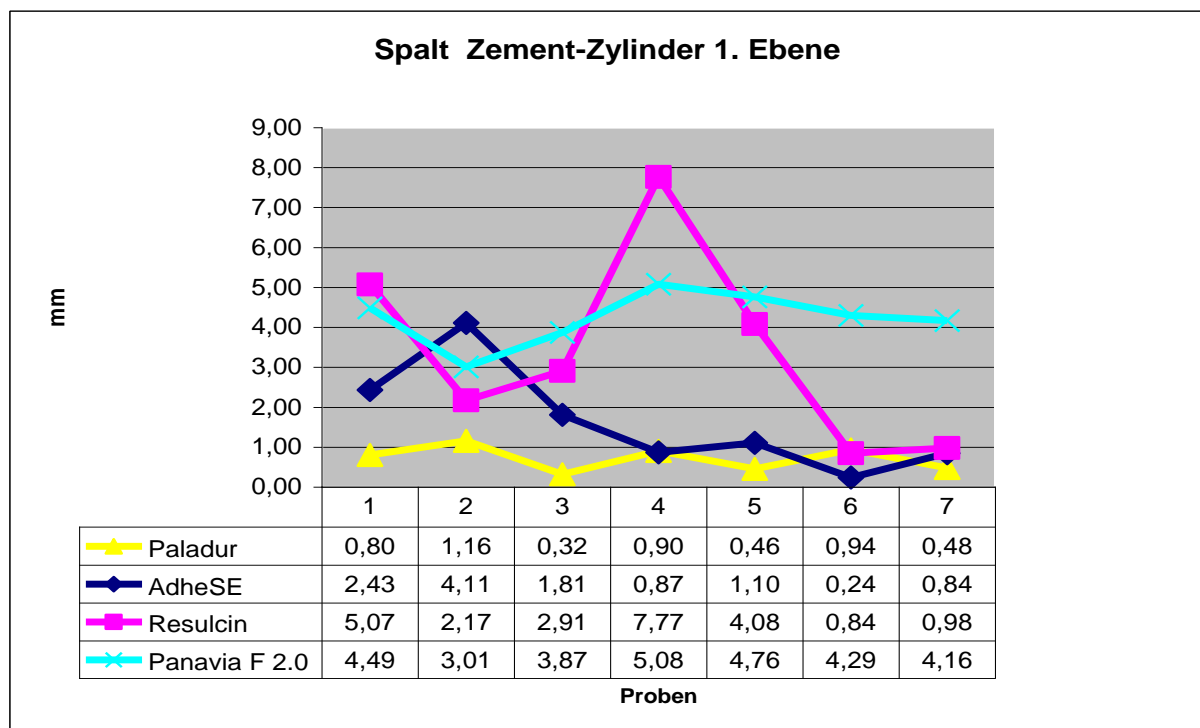


Abb. 19 Streubreiten der Spaltlängen an der Grenzfläche Zement-Zylinder in der ersten Schliffebene. Aufgeführt sind die Randspaltlängen (in Millimeter) für alle 7 Einzelproben der vier Versuchsgruppen

Paladur zeigte in der ersten Schliffebene bei Betrachtung der Grenzfläche Zement-Zylinder die geringste Streubreite der Randspaltlängen (0,32– 1,16 mm) (Abb. 19).

Bei AdheSE wurden 5 von 7 ausgewerteten Proben mit einem Randspalt von unter 2 mm gemessen. Die Streubreite betrug 0,24 mm bis 4,11 mm, der ermittelte Mittelwert war 1,63 mm.

Bei Resulcin fiel auf, dass die Spaltlängen zwischen Zement und Zylinder innerhalb der Proben eine sehr große Streuung zeigten (0,84 – 7,77 mm).

Panavia F 2.0 zeigte Werte von 3,01 mm bis 5,08 mm und lag damit eher im oberen Mittelfeld der untersuchten Gruppen.

Tab. 13 Ergebnisse des t-Testes für den Vergleich der 4 Versuchsgruppen hinsichtlich der Randspalthäufigkeit zwischen Zement und Zylinder in der zweiten Anschliffebene. Aufgeführt sind die p-Werte, signifikante Unterschiede mit „s“ markiert

2. Ebene	Paladur	AdheSE	Resulcin	Panavia F 2.0
Paladur	x	0,959	0,024 s	0,000 s
AdheSE		x	0,024 s	0,000 s
Resulcin			x	0,701
Panavia F 2.0				x

Signifikante Unterschiede der Randspalthäufigkeiten zwischen Zement und Zylinder in der zweiten Schliffebene bestanden zwischen Resulcin und Paladur, sowie zu AdheSE. Ebenso fanden sich Signifikanzen zwischen Panavia F 2.0 und Paladur, sowie AdheSE.

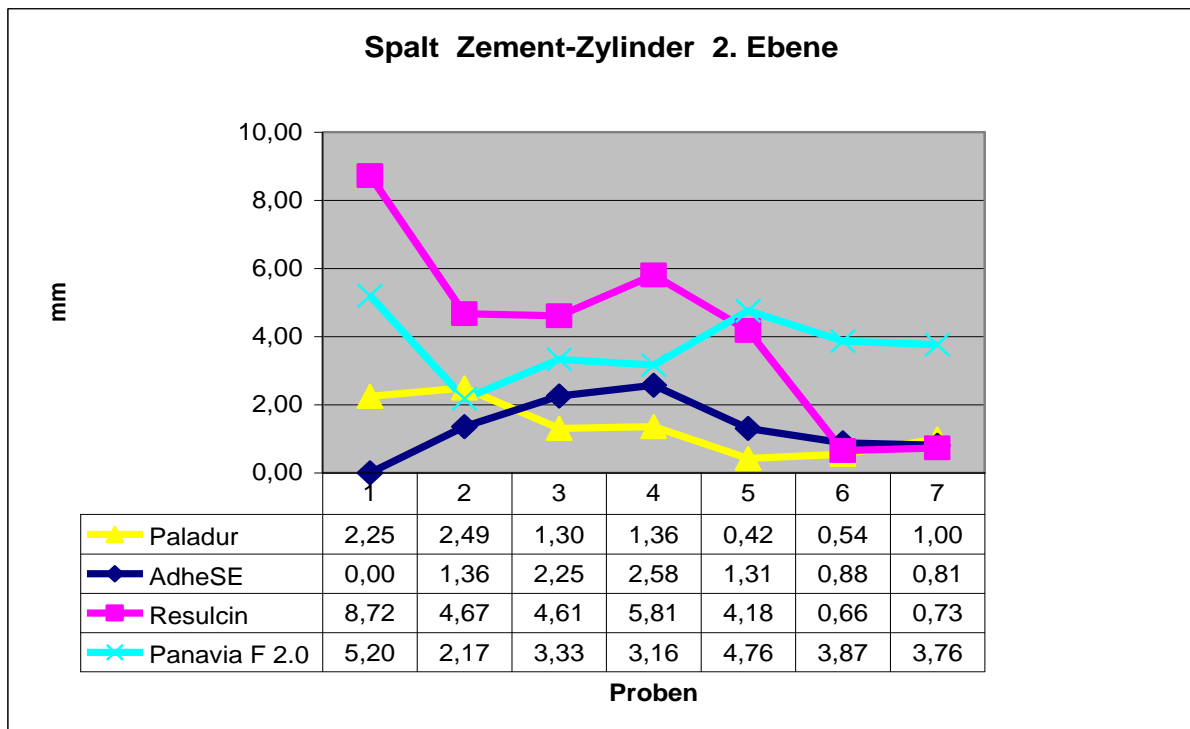


Abb. 20 Streubreiten der Spaltlängen an der Grenzfläche Zement-Zylinder in der zweiten Schliffebene. Aufgeführt sind die Randspaltlängen (in Millimeter) für alle 7 Einzelproben der vier Versuchsgruppen

Bei der Untersuchung der Streubreiten der erhobenen Daten zur Spaltbildung war die geringste Schwankung bei Paladur zu beobachten (Abb. 20)

AdheSE wies eine breite Streuung der Spaltlängen auf. Die Werte reichten von einer absoluten Randdichtigkeit (0 mm) bis zu 2,58 mm (Abb. 20).

Bei der Betrachtung der gemessenen Werte für Resulcin fiel eine ausgeprägte Streuung auf. Die Werte reichten von 0,66 mm bis 8,72 mm (Abb. 20).

In der zweiten Schliffebene wurden an der Grenzfläche Zement-Zylinder keine höheren Randspaltwerte erreicht.

5.2.3 Vergleich der Grenzflächen

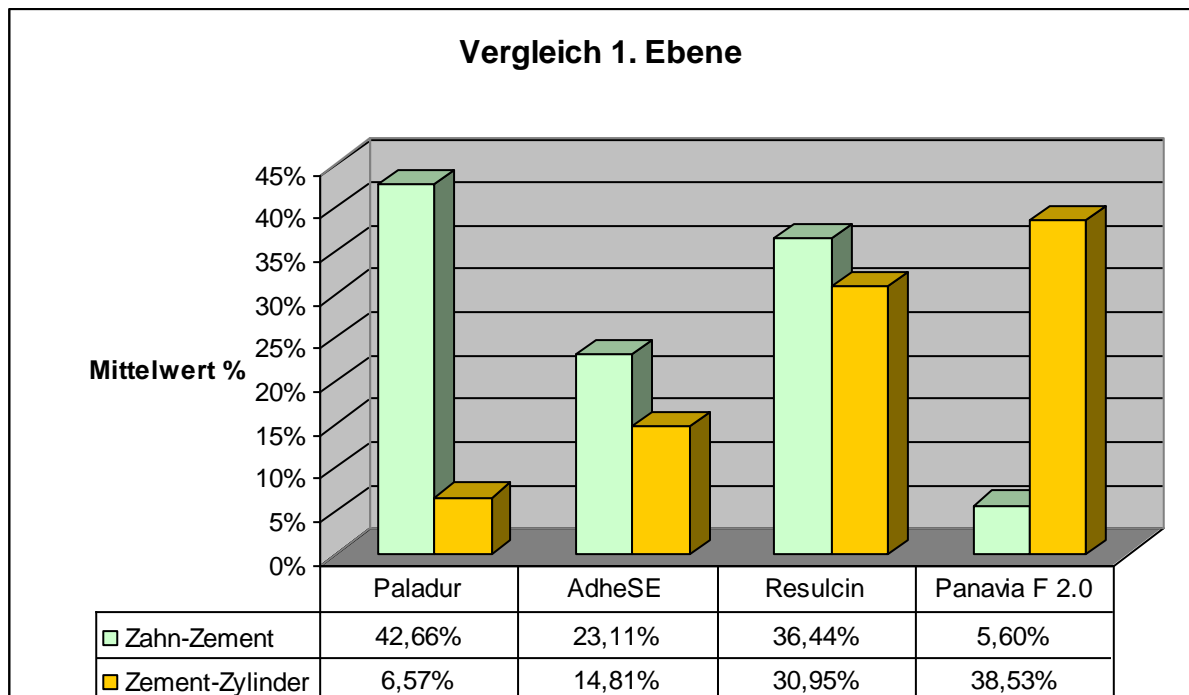


Abb. 21 Vergleich der prozentualen Randspalthäufigkeit an den Grenzflächen von Zahn-Zement und Zement-Zylinder innerhalb der vier Versuchsgruppen für die erste Anschliffebene

In der Abbildung 21 lässt sich erkennen, dass in der ersten Schliffebene Paladur im Randbereich Zahn-Zement den größten prozentualen Randspalt (42,66%) aufweist. Im Gegensatz dazu hatte Paladur an der Grenzfläche Zement-Zylinder den niedrigsten Wert (6,57%).

AdheSE lag mit 23,11% Randspaltanteil bei Zahn und Zement und mit 14,81% Spaltanteil zwischen Zement und Zylinder eher im Mittelfeld.

Bei Resulcin wurden an beiden Grenzflächen Werte von über 30% Randspalten ermittelt (Zahn-Zement 36,44%, Zement-Zylinder 30,95%).

Panavia F 2.0 dagegen ließ eine nahezu perfekte Grenzfläche zwischen Zahn-Zement mit nur 5,60% Randspalten erkennen, dies war der niedrigste prozentuale Wert in der ersten Ebene. Hohe Werte ergaben sich jedoch für Panavia F 2.0 mit 38,53% an der Grenzfläche Zement-Zylinder.

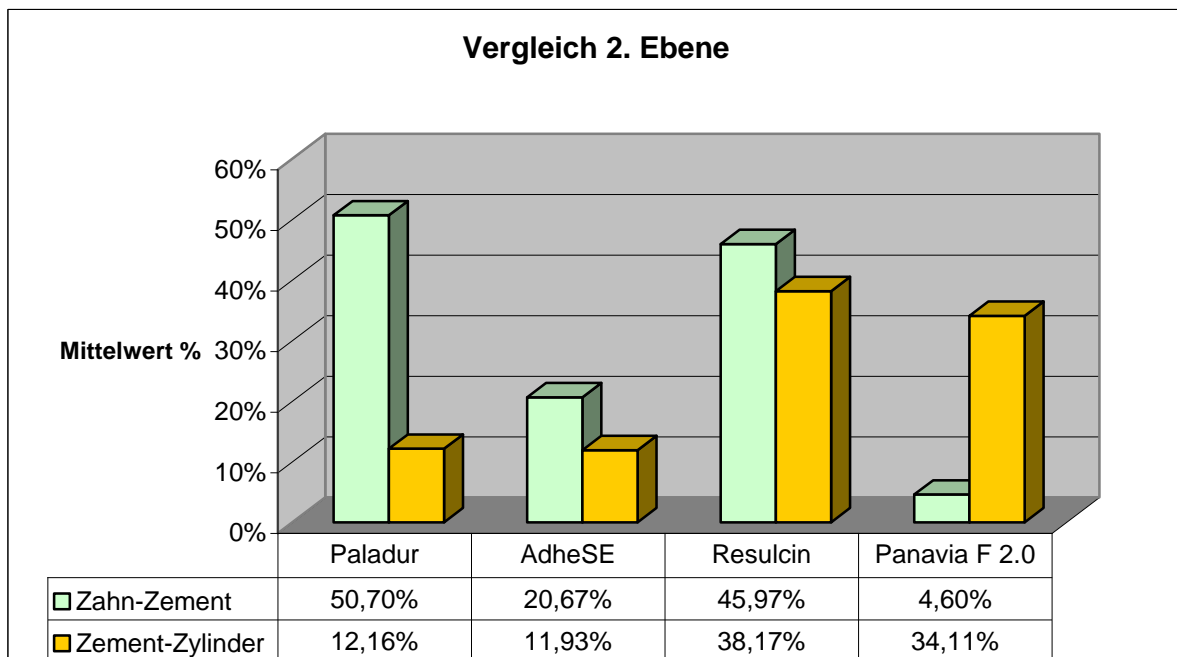


Abb. 22 Vergleich der prozentualen Randspalthäufigkeit an den Grenzflächen von Zahn-Zement und Zement-Zylinder innerhalb der vier Versuchsgruppen für die zweite Anschliffebene

Bei Betrachtung aller Gruppen in der zweiten Schliffebene (Abb. 22) fiel auf, dass Paladur mit 50,70% an der Grenzfläche Zahn-Zement einen sehr hohen Randspaltanteil aufwies. Die prozentuale Häufigkeit von Randspalten zwischen Zement und Zylinder betrug aber nur 12,16%. Bei AdheSE war mit 11,93% an der Grenzfläche Zement-Zylinder der Wert der Randspalten mit Paladur vergleichbar. Die Ausmessung der Grenzfläche Zahn-Zement ergab für AdheSE einen Wert von 20,67%. Bei Resulcin waren beide Randspaltwerte höher, 38,17% für die Grenzfläche Zement-Zylinder und 45,97% für die Grenzfläche Zahn-Zement. Den kleinsten Spaltanteil an der Grenzfläche Zahn-Zement mit 4,60% hatte in der zweiten Schliffebene Panavia F 2.0. Im Bereich der Grenzfläche zwischen Zement-Zylinder lag Panavia F 2.0 mit 34,11% Randspalten eher im oberen Mittelfeld.

6 Diskussion

Ziel dieser Studie war es, einen verbesserten Haftverbund für die OOKP zu finden. Um die Qualität des Haftverbundes bei der Odonto-Keratoprothesen (OKP) zu beurteilen, wurden die beiden relevanten Verbundzonen (Zylinder/Zement und Zement/Zahn) untersucht. Die verwendeten Dentinadhäsive sollten einen dauerhaften Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Kunststoff gewährleisten. Um eine gute Übertragbarkeit auf die In-vivo-Verhältnisse (OOKP) zu erreichen, wurde eine möglichst realistische Nachahmung der klinischen Verhältnisse angestrebt.

6.1 Material und Methode

6.1.1 In-vitro-Studien

In dieser Studie wurde die Odonto-Keratoprothese (OKP) in Form eines In-vitro-Modells untersucht. Für den Vergleich verschiedener Materialien schaffen In-vitro-Studien in allen Untersuchungsgruppen gleiche Verhältnisse und bieten durch standardisierte Untersuchungsmethoden eine Vergleichsmöglichkeit der einzelnen Studien. Sie können die exakten In-vivo-Verhältnisse allerdings nur annähernd widerspiegeln [PERDIGAO und LOPES 1999]. In-vitro-Studien sind zur Beurteilung von Füllungsmaterialien weit verbreitet [BLUNCK und ROULET 2002; ERNST et al. 2004; LÖSCHE 1999]. Sie erlauben unter anderem ein Ausschalten von patientenspezifischen Unterschieden. Ein weiterer Vorteil liegt in der Verkürzung und Vereinfachung der Durchführbarkeit [ROULET 1994]. Dies bedeutet Patientenunabhängigkeit, es spielt die Compliance der Patienten keine Rolle und die notwendige Einhaltung der Einheilungsphasen entfällt. Aussagekräftige Ergebnisse lassen sich so schneller und einfacher erreichen. Durch die Möglichkeit, die Versuche an extrahierten Zähnen durchführen zu können, ergibt sich die Erfassung von großen Versuchsgruppen und somit eine Erhöhung der Aussagekraft.

Bei In-vivo-Studien können die hergestellten Präparate nur oberflächlich betrachtet werden. Bei In-vitro hergestellten Präparaten sind durch Schnitttechnik auch

Untersuchungen in tieferen Schnittebenen möglich [HALLER 1994; MEHL et al. 1994]. Die Überprüfung der Randschlussqualität in einer In-vitro-Studie durch Untersuchung der Grenzflächen mittels der Rasterelektronenmikroskopie, ist zu einem Standardverfahren in der präklinischen Testung von Füllungsmaterialien entwickelt worden [HALLER 1994]. Eine weit verbreitete Methode, neue Materialien schnell zu testen, ist außerdem die Farbpenetration. Hierbei kann ein Präparat bis in die Tiefe beurteilt [KREJCI et al. 1999; LI et al. 2000; MANHART et al. 2000], und es können kleinste Spalten nachgewiesen werden. In der vorliegenden Studie wurde dieses Verfahren nicht angewendet, da die Methodik des Farbpenetrationstestes mit der Zerstörung der Probe einhergeht. Es gäbe keine Möglichkeit, die Proben in zwei Schliffebenen zu untersuchen. Die Morphologie des gesamten Randabschnittes der Probe kann ebenfalls nicht beurteilt werden, da dies eine große Anzahl von Schnitten erfordern würde [GOING 1972].

Durch In-vitro-Untersuchungen lassen sich keine Langzeitprognosen bezüglich der potentiellen klinischen Eignung, der Materialien erstellen, aber man erhält erste Hinweise zum Randverhalten [ERNST et al. 2005; VAN MEERBEEK 2000]. Zur endgültigen Beurteilung der Materialien sollte eine klinische Studie folgen, die das Verhalten unter natürlichen Bedingungen überprüft [HASHIMOTO et al. 2001; PERDIGAO et al. 2000]. Es besteht also nur eine limitierte Übertragbarkeit der Ergebnisse einer In-vitro-Studie auf die klinische Situation [ROULET 1994].

6.1.2 Selektion der Zähne

Es wurden für diese Studie extrahierte menschliche einwurzelige Zähne der zweiten Dentition ausgewählt. Um den operativen Bedingungen möglichst gerecht zu werden, wurde großer Wert auf Kariesfreiheit gelegt. Laut van Meerbeek et al. [1994] funktionieren Adhäsivsysteme auf sklerotischem Dentin nicht so gut wie auf gesundem Dentin. Die Sklerosierung bewirkt am Dentin eine inter- wie auch intratubuläre Hypermineralisierung. Die Tubuli werden dadurch sehr säurebeständig. Kariös verändertes Dentin ist somit fast undurchlässig, und durch die Säureätzung wird die Durchlässigkeit des tubulären Dentin nicht signifikant erhöht [PASHLEY et al.

1991]. In der hier vorliegenden Studie lässt sich auch keine Aussage zu dem „Alter“ oder Extraktionszeitpunkt der Zähne machen. Mixson et al. [1993] zeigten aber auf, dass das Alter der Zähne keine signifikante Auswirkung auf die Qualität von Restaurationsrändern hat.

6.1.3. Der Befestigungszement

Der Kunststoff Paladur wird heutzutage nicht mehr in der konservierenden Zahnheilkunde verwendet. Seine Anwendungsgebiete sind vor allem in der Prothetik zu finden. Als kaltpolymerisierender Prothesenkunststoff zur Sprung- oder Riss-Reparatur von Prothesen erzielt er gute Ergebnisse, ebenso bei partiellen oder totalen Unterfütterungen. Verwendung findet Paladur heutzutage auch noch im Rahmen der Herstellung der Osteo-Odonto-Keratoprothese. Es dient hier zur Verklebung von Haptik und Optik [HILLE 2002].

Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen im Zusammenhang mit Zahnfüllungen liegen nicht vor.

6.1.4 Die Adhäsivsysteme

Die in dieser Studie verwendeten Materialien sind so genannte Self-Etch-Adhäsive, die in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung gewonnen haben. Mit diesem Fortschritt wurde versucht, der höheren Techniksensitivität der Etch-and-Rinse-Adhäsive entgegenzuwirken [BÖCKLER et al. 2007]. Die sonst notwendige separate Phosphorsäureätzung wird nicht benötigt, und dies verringert den Zeitaufwand für den Anwender [BURKE 2004; TURKUN 2003]. Ein konditionierender Primer demineralisiert mittels sauren Monomeren den Schmelz und das Dentin und infiltriert beide gleichzeitig [HANNIG et al. 1999; MOLL et al. 2002].

Die Materialien wurden nach folgenden Aspekten ausgewählt: Sie sollten möglichst einfach anwendbar sein und somit keinen allzu großen Aufwand für den Operateur

bedeuten. Außerdem wurden Ergebnisse vorhandener Studien gesichtet und viel versprechende Materialien ausgewählt.

AdheSE

AdheSE ist eines der marktführenden selbstkonditionierenden Adhäsive [HOLZMEIER et al. 2008] und gehört zur Gruppe der 2-Schritt-Adhäsive. Das Primer-Adhäsiv-Gemisch wird zweimal aufgetragen, einmal um die Funktion eines Primers zu übernehmen, und das zweite Mal, um als Adhäsiv zu fungieren.

In Studien über die Scherfestigkeit im Zusammenhang mit 24-stündiger, bzw. 6-Monate langer Wasserlagerung stellte sich heraus, dass bei Verwendung von AdheSE signifikante Unterschiede der Scherfestigkeiten in Abhängigkeit von der Zeitspanne der Wasserlagerung zu finden waren [DANTAS et al. 2008]. Im Falle der hier vorliegenden In-vitro-Studie kann dies außer Acht gelassen werden, da die Lagerung in destilliertem Wasser nicht über zwei Wochen hinaus reichte.

Resulcin

Resulcin gehört wie AdheSE zu der Gruppe der 2-Schritt-Adhäsive und ist ein etabliertes selbstkonditionierendes Adhäsiv [HOLZMEIER et al. 2006]. Der Primer besitzt ein selbsttätzendes Monomer, welches beim ersten Arbeitsschritt aufgetragen wird. Die Oberfläche wird konditioniert und anschließend wird das Adhäsiv aufgetragen.

Es ist, auch unter Operationsbedingungen, ein einfach anzuwendendes Adhäsiv und wurde deshalb für die Studie ausgewählt.

6.1.5 Das Verbundsystem

Panavia F 2.0

Panavia F 2.0 wurde in dieser Studie untersucht, weil es sich um ein Komplettsystem handelt, bei dem Primer und Zement optimal aufeinander abgestimmt sind.

Es ist ein dualhärtendes Zementsystem auf Kunststoffbasis.

Die angebrachten Markierungen an den Kartuschen konnten eine exakte

Reproduzierbarkeit gleicher Mengen beim Anmischprozess gewährleisten. Ein genau nach Herstellerangaben vorgenommenes Anmischen sorgte für die guten viskösen Eigenschaften des Materials und verhinderte somit ein Untermischen von Luftblasen. Es besteht durch die Verwendung von zwei Komponenten und dem damit erforderlichen Mischen die Gefahr, kein homogenes Substrat zu erhalten [GLEIXNER 2006].

Panavia F 2.0 zeigte am Dentin sehr gute Scherhaftkraft-Werte [NAKATSUKA et al. 2003].

6.1.6 Lagerung der Proben

Die Zähne wurden direkt nach der Extraktion bis zur späteren Präparation in einer 0,1%igen Thymollösung gelagert. Damit sollte eine bakterielle Besiedlung und Austrocknung verhindert werden. Niedrig dosiertes Thymol in einer Konzentration von 0,05 - 0,5% wirkt sich nicht negativ auf die Interaktionen von Adhäsiven und Füllungsmaterialien mit der Zahnhartsubstanz aus [KREJCI et al. 1992]. Haller et al. [1993] untersuchten in einer Studie den Haftverbund von Kompositen nach Lagerung in verschiedenen Medien. Es ergaben sich für Thymollösungen keine signifikant unterschiedlichen Haftungswerte gegenüber anderen Lagermedien. Die Dauer der Lagerung spielte aber eine Rolle.

Nach Beginn der Versuchsreihen fand die Lagerung in destilliertem Wasser statt. Die Lagerung für kurze Zeiträume zwischen den Versuchsreihen erfolgte allerdings in den meisten Studien in destilliertem Wasser oder Leitungswasser und wird als unproblematisch angesehen [FORTIN et al. 1994; GWINNETT 1994; KREJCI und LUTZ 1991]. Als Fehlerquelle musste die Möglichkeit der Quellung der verwendeten Füllungsmaterialien durch Wasseraufnahme [HANNIG et al. 1994 a; KULLMANN 1990; THONEMANN et al. 1997] in Betracht gezogen werden. Dies betrifft auch die hydrolytischen Degradationsvorgänge, welche die Randqualität beeinflussen können.

6.1.7 Herstellung der OKP

In der vorliegenden Studie wurden zwei verschiedene Dentinhaftvermittler (AdheSE und Resulcin) mit dem in vivo verwendeten Paladur benutzt. Außerdem kam ein Dentinhaftvermittlersystem (Panavia F 2.0) mit dazugehörigem Zement zur Anwendung. Die Referenzgruppe war Paladur ohne Verwendung weiterer Materialien.

Bei der Herstellung der OKP wurden für die verwendeten Materialien die Herstellervorgaben berücksichtigt. Ein exaktes Einhalten der Verarbeitungsvorschriften ist Grundvoraussetzung, um ein optimales Ergebnis zu erreichen [MANHART et al. 2000].

Vor dem Auftragen der Dentinhaftvermittler wurde darauf geachtet, dass die Bohrung sauber war, um eine mögliche Reduzierung der Haftkraft durch Verunreinigungen zu verhindern. Unter diese Verunreinigungen fallen Schmierschicht, Staubpartikel oder auch mögliche Ölreste aus dem Luftpuster [JANDA 2008].

Um einen vollständigen Haftverbund zu gewährleisten, wurde beim Einbringen der Bohrungen darauf geachtet, dass eine Restdentinstärke von mindestens 2 mm verblieb und dass das pulpaie Gewebe vollständig entfernt wurde. In verschiedenen Studien wurde festgestellt, dass kein Zusammenhang zwischen Haftfestigkeit und Nähe zur Pulpa besteht [PROENCA et al. 2007; YESILYURT und BULUCU 2006]. Es gibt aber widersprüchliche Studien von Kaaden [2002] und Sano [1994], die davon berichten, dass sich geringere Haftwerte für pulpanahe Gebiete ergeben.

6.1.8 Präparation der Normbohrung

Die Präparation der Normbohrung sollte standardisiert sein, damit die in vivo gegebenen Vorgaben möglichst exakt nachvollzogen werden.

Bei der senkrechten Trennung der Zähne wurde darauf geachtet, dass es zu keiner thermischen Schädigung der Zahnhartsubstanz kam. Deshalb wurde eine Scheibentrennmaschine mit wassergekühlter Trennscheibe verwendet. Um einen

kontinuierlichen Randschluss zu gewährleisten, wurden die Pulparesten entfernt, und es wurde mittels Polierer eine glatte, plane Oberfläche erzeugt. Vor der weiteren Verarbeitung wurden die aufbereiteten Zahnhälften einzeln für mindestens 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert.

Die Proben wurden dann aus dem Behälter genommen, und das aufgelagerte Wasser wurde vorsichtig verblasen.

Die Dentinhaftfestigkeit ist abhängig von der Lokalisation der Klebefläche im Zahn [WATANABE et al. 1996]. Um eine ausreichende Infiltration in das Dentin zu gewährleisten, wurde darauf geachtet, dass zirkulär um die Präparation mindestens eine Restdentinstärke von 2 mm verblieb.

In der Literatur sind unterschiedliche Meinungen in Bezug auf die Auswirkung auf die Verbundfestigkeit im Zusammenhang mit der Verlaufsrichtung der angeschnittenen Dentinkanälchen zu finden. Watanabe et al. [1996] veröffentlichten Untersuchungsergebnisse, die belegen, dass die Anordnung der Tubuli die Dentinhaftfestigkeit beeinflusst. Lang et al. [2001] dagegen zeigten in Studien, dass es bei unterschiedlicher Verlaufsrichtung der Dentintubuli keine Auswirkungen auf den Verbund Dentin und verschiedenen Bondingsystemen gibt. Um diese evtl. Beeinflussung zu umgehen, wurde in einigen Studien die Schliffebene senkrecht zur Zahnachse gewählt. Dies ist bei der vorliegenden Untersuchung wegen der möglichst exakten Nachahmung der Operationsbedingungen für die Herstellung der OOKP nicht möglich.

Zum Anlegen der Normbohrung wurden die gleichen Bohrer der Firma Straumann benutzt, die auch unter Operationsbedingungen verwendet werden. Dabei kamen drei verschiedene Durchmesser 2,2 mm, 2,8 mm und 3,5 mm in aufsteigender Reihenfolge zum Einsatz. Bei jeder Bohrung wurde darauf geachtet, senkrecht zur planen Zahnoberfläche zu bleiben, um einen möglichst exakten Randschluss zwischen Zahn und Zylinder zu erreichen.

6.1.9 Abnutzung der Bohrer

Die Abnutzung der Bohrer wirkt sich auf die Qualität der zu bohrenden Löcher aus. Laut Herstellervorgaben der Firma Straumann kann jeder Bohrer bis zu zehn Mal verwendet werden. Offizielle Studien der Firma Straumann sind dazu nicht bekannt. Es muss aber davon ausgegangen werden, dass Abnutzung eine wichtige Rolle spielt und somit eine mögliche Fehlerquelle in Bezug auf die Standardisierung ist.

In verschiedenen Studien wurde untersucht, in wie weit es durch Rotation der Implantatbohrer zu einer möglichen Erwärmung und damit zu einer Schädigung des Knochens kommen kann. Ercoli et al. [2004] fanden heraus, dass es möglich sei, Implantatbohrer mehrfach zu benutzen, ohne schädliche Auswirkungen auf den Knochen zu erhalten. Werte liegen aber nur für Knochenmaterial vor und sind somit nur bedingt auf die Zahnhartsubstanz, in diesem Fall Dentin, anwendbar.

Ebenfalls von großer Wichtigkeit ist die Beurteilung der Spankraft. Es gibt Studien [HOUT 2005], die beweisen, dass vor allem bei Straumann-Implantatbohrern niedrige Spankräfte vorliegen. Bei dem Bohrer mit einem Durchmesser von 2,2 mm ließen sich unter dem Rasterelektronenmikroskop leichte Abnutzungsspuren an der Bohrerschneide erkennen. Bei einem Durchmesser von 2,8 mm zeigten sich niedrigere Spankräfte und keine sichtbare Materialabnutzung. Der Bohrer mit dem Durchmesser 3,5 mm wurde in diesen Studien nicht untersucht.

6.1.10 Verwendung der Adhäsivsysteme

Bei der Verarbeitung von Adhäsivsystemen muss darauf geachtet werden, dass das konditionierte Dentin feucht ist, nur dann kann ein Verbund zwischen einem hydrophilen Substrat und einem hydrophoben Kompositmaterial erreicht werden [VAN MEERBEEK 1999].

Außerdem wurde vor dem Aufbringen des Kunststoffes darauf geachtet, dass Zylinder und genormte Bohrung so exakt wie möglich passten, um eine möglichst gleich dicke Klebeschicht zu erreichen. Das überschüssige Material wurde vor dem

Aushärten vorsichtig mit einem Spatel entfernt.

Bei Verwendung von azeton- oder alkoholbasierten Lösungsmitteln tritt häufig die Problematik einer Oberflächenfeuchtigkeit auf. Um dies zu vermeiden, wurden wasserbasierte, saure Primer entwickelt. Diese Primer konditionieren Dentin ähnlich wie die Phosphorsäure, sind aber nicht so aggressiv und können in ihrer Wirkung durch herausgelöstes Kalzium wieder gepuffert werden

6.1.11 Bewertung der Ergebnisse der Grenzflächenanalyse

Zu den gängigsten Methoden der Beurteilung von Randqualitäten gehört die Analyse mit dem Rasterelektronenmikroskop [AIROLDI et al. 1992]. Dieses erreicht eine deutlich bessere Tiefenschärfe als das einfache Auflichtmikroskop.

Für die Untersuchung der Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop wurden so genannte Repliken hergestellt. Diese ermöglichen, aufgrund der hohen Zeichengenauigkeit des beim Abdruck verwendeten A-Silikons und aufgrund des guten Fließverhaltens des Epoxidharzes eine original- und detailgetreue Darstellung. Somit können genaue und reproduzierbare Messungen durchgeführt werden [SEICHTER und HERFORTH 1980; VOSSEN et al. 1985]. Um eine Verunreinigung der Repliken zu verhindern, musste vor der Abformung sichergestellt werden, dass die Probe frei von Schmutzpartikeln war.

Diese Untersuchungsmethode mit dem Rasterelektronenmikroskop in Verbindung mit der Replikenherstellung hat sich schon in vielen Studien bewährt [BLUNCK 1988; NOACK 1988; ROULET 1987]. Da nach jedem Prüfzyklus, bzw. nach jeder Veränderung der Probe eine differenzierte Beurteilung möglich ist, können auch Verlaufsstudien durchgeführt werden [ROULET et al. 1989].

Der Randspalt ist der Bereich, indem es zu keinem vollständigen Kontakt zwischen Zylinder und Zement, bzw. Zement und Dentin kommt. Je kürzer der Randspalt ist, umso besser ist der Haftverbund.

Die Länge des Randspaltes wurde im Verhältnis zur Gesamtlänge der Grenzfläche betrachtet [AIROLDI et al. 1992; BLUNCK und ROULET 1989; KREJCI und LUTZ 1991] und der prozentuale Anteil errechnet [ROULET et al. 1989]. Die beiden

relevanten Grenzflächen wurden getrennt beurteilt.

Ziel dieser Studie war es, unter standardisierten Bedingungen verschiedene Adhäsive im Hinblick auf ihren Verbund an der Grenzfläche zum Dentin zu vergleichen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Bei der vorliegenden Studie wurden die selbstkonditionierenden Adhäsive AdheSE, Resulcin Aqua Prime & Mono Bond und der Befestigungszement Panavia F 2.0 miteinander verglichen. Die Fragestellung war, ob eine Verbesserung des Haftverbundes zwischen Haptik und Optik bei der Odonto-Keratoprothese erreicht werden kann. Man könnte dann bei signifikanten Unterschieden Empfehlungen für die klinische Anwendung für die OOKP abgeben. Als Standard bzw. Referenzgruppe diente die alleinige Verwendung von Paladur. Es wurde jeweils die Grenzfläche zwischen Zahn und Zement sowie zwischen Zement und Zylinder bewertet.

6.2.1 Betrachtung der Ergebnisse Zahn-Zement in der ersten und zweiten Schliffebene

Die Untersuchung der Kontrollgruppe mit dem Material Paladur von der Firma Heraeus Kulzer ergab in der ersten Schliffebene für die Grenzfläche Zahn-Zement im Mittel einen Randspalt von 42,66%. In der zweiten Ebene zeigte Paladur einen Mittelwert von 50,70% Randspalten zwischen Zahn und Zement. Damit ergab sich für die Referenzgruppe der höchste Wert von Spaltbildung für diese Grenzfläche. Dies bestätigt auch die Vermutung, dass es bei Verlust eines wasserdichten Abschluss zwischen Haptik und Optik zu einer Instabilität zwischen dem Zylinder und dem Dentin kommt [HILLE 2005].

Als weiteres Material wurde AdheSE von der Firma Ivoclar untersucht. Dabei handelt

es sich um ein Zwei-Schritt Self-Etch-Adhäsiv. Die Analyse der Grenzfläche Zahn-Zement in der ersten Anschliffebene ergab einen Randspaltwert von 23,11%.

Die zweite Schnittebene ergab einen nur geringfügig besseren Mittelwert von 20,67% an Randspalten. Diese Werte sind im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant besser.

Weitaus schlechtere Werte ergaben sich für Resulcin. In der ersten Anschliffebene wurden sogar 36,44% Randspalten zwischen Zahn und Zement, in der zweiten 45,97% Spaltbildung gemessen.

Die Ergebnisse waren geringfügig besser als bei Paladur, ein signifikanter Unterschied bestand aber nicht.

Im Gegensatz zu dem üblicherweise für die Herstellung der OOKP intraoperativ verwendeten Paladur, verbessern AdheSE und Resulcin durch ihre Fähigkeit eine Hybridschicht zu bilden, die Haftwerte zum Dentin.

In verschiedenen Studien wurden AdheSE und Resulcin mit anderen Materialien verglichen. Dies geschah meist im Rahmen einer Versorgung einer Kavität der Klasse I, II oder V. Dabei kam es zu unterschiedlichen Ergebnissen. Im Vergleich von AdheSE mit Exite erhielt Blunck [2004] keine signifikant unterschiedliche Randqualität, wohingegen Goracci [2004] für Exite signifikant höhere Haftwerte im Dentin fand. Nach Belastungstests erhielten Sensi [2005] und Frankenberger [2004] vergleichbar gute Werte bei Total-Etch-Adhäsiven. Wiederum geringere Haftwerte der Zwei-Schritt Total-Etch-Adhäsive erhielten Haller und Fritzenschaft [1999] im Vergleich zu Drei-Schritt-Systemen. Allgemein lässt sich aber sagen, dass AdheSE immer gute Mittelwerte erbrachte.

Panavia F 2.0 zeigte im Bereich der Grenzfläche Zahn-Zement die besten Werte. In der ersten Anschliffebene ergab sich ein Mittelwert von 5,60%, in der zweiten Anschliffebene sogar von nur 4,60% Randspalten an der Verbundzone von Zahn und Zement. Diese Werte sind signifikant besser als die von Paladur, AdheSE und Resulcin.

Die Ursache für die signifikanten Unterschiede könnte auf der Tatsache beruhen, dass es sich bei Panavia F 2.0 um ein aufeinander abgestimmtes Adhäsiv- und Befestigungssystem handelt. Wie schon Hitaki et al. [2007] und Nakatsuka et al. [2003] in ihren Studien aufzeigten, erreicht Panavia F 2.0 in Bezug auf den Verbund zum Dentin die besten Haftwerte im Vergleich mit anderen Befestigungskompositen. Diese guten Haftwerte ergaben sich in der vorliegenden Studie aber nur für die Grenzfläche Zahn und Zement.

Die Streubreite der ermittelten Werte für die Grenzfläche Zahn-Zement könnte darauf beruhen, dass Dentin eine große biologische Variabilität aufweist [STÄDTLER 2007] und die Konditionierung somit auch komplexere Maßnahmen erfordert [HALLER 2000; LOPES et al. 2002]). Dadurch kann die Erzeugung eines guten adhäsiven Verbunds erschwert sein, mit der Folge, dass dieser Verbund der Polymerisationsschrumpfung des Befestigungskunststoffes und den mechanischen und thermischen Belastungen nicht sicher standhalten kann [AIROLDI et al. 1992; PERDIGAO und LOPES 1999].

6.2.2 Betrachtung der Ergebnisse Zement-Zylinder in der ersten und zweiten Schliffebene

In der ersten Anschliffebene zeigte sich zwischen Zement und Zylinder in der Kontrollgruppe (Paladur) ein Spalt von 6,57%. In der zweiten Anschliffebene betrug der Mittelwert 12,16% Randspalten. Damit waren die Werte in beiden Ebenen gegenüber den Versuchsreihen mit Resulcin und Panavia F 2.0 signifikant besser. Diese Befunde legen die Vermutung nahe, dass Paladur als methacrylatbasiertes Material mit dem Zylinder auf PMMA-Basis einen guten (chemischen) Verbund eingeht. Dies wird in der Prothetik, wie bereits erwähnt, im Zusammenhang mit Reparaturen von Zahnprothesen ausgenutzt.

AdheSE zeigte in der ersten Anschliffebene einen Mittelwert von 14,81% Randspalten und in der zweiten Anschliffebene von 11,93% Randspalten. Resulcin war im Bereich der Grenzfläche Zement-Zylinder mit 30,95% Randspalten in der

ersten und 38,17% Spalthäufigkeit in der zweiten Anschliffebene deutlich schlechter. Für Panavia F 2.0 ergaben sich ebenfalls höhere Randspaltwerte. In der ersten Anschliffebene an der Grenzfläche Zement-Zylinder betrug der Mittelwert 38,53%. In der zweiten Anschliffebene lag er bei 34,11% Randspalten.

Panavia F 2.0 konnte einen guten Verbund an der Grenzfläche Zahn-Zement erzielen, aber nicht an der Grenzfläche Zement-Zylinder. Eine Ursache könnte hier sein, dass Paladur besser mit Polymethylmethacrylaten reagiert als Panavia F 2.0, bei dem es sich um ein Bis-GMA basiertes System handelt.

6.2.3 Betrachtung der Ergebnisse beider Grenzflächen (Zahn-Zement, Zement-Zylinder)

Paladur wies an der Grenzfläche Zahn-Zement in der ersten und zweiten Ebene hohe Randspaltwerte auf. An der Verbundzone zwischen Zement und Zylinder zeigten sich nur geringe Spaltlängen. Dies lässt vermuten, dass Paladur eine gute chemische Bindung mit dem Zylinder eingeht. Die Haftung zum Dentin allerdings ist geringer und deshalb könnte der Spalt zwischen Dentin und Befestigungszement (Paladur) durch die Polymerisationsschrumpfung des PMMA entstanden sein.

Bei AdheSE zeigten sich, verglichen mit Paladur, geringere Randspaltwerte an der Verbundzone Zahn-Zement. Dies lässt auf eine verbesserte Haftung am Dentin (verglichen mit reinem Paladur) schließen. Diese Verbesserung könnte sich aber dadurch negativ auf den Verbund zwischen dem Zement (Paladur) und dem Zylinder ausgewirkt haben. Die Randspaltwerte sind, zumindest in der ersten Ebene, an dieser Verbundzone höher als im Fall von Paladur ohne zusätzliches Adhäsivmaterial. Die Polymerisationsschrumpfung bewirkt eher eine Verschlechterung des Zylinder-Paladur-Verbundes.

Bei der Anwendung von Resulcin wäre ein ähnliches Ergebnis wie beim Einsatz von AdheSE zu erwarten, die Ergebnisse fallen allerdings an beiden Grenzflächen schlecht aus. Bei einer Verschlechterung der Dentinhaftung wäre

ein guter Verbund zwischen Zement und Zylinder zu erwarten gewesen. Eine mögliche Erklärung wäre eine Inkompatibilität von Resulcin Aqua Prime und dem PMMA-Befestigungsmaterial.

Panavia F 2.0 erzielte geringe Randspaltwerte an der Grenzfläche Zahn-Zement und erreichte damit eine gute Haftung am Dentin. Der Verbund zwischen Zement und Zylinder zeigte jedoch hohe Randspaltanteile auf. Der schrumpfungsbedingte Spalt entsteht zwischen dem Zylinder und dem Befestigungszement.

6.3. Fragen

Abschließend gibt es noch einige Fragen zu klären. Wäre zum Beispiel eine Verbesserung des Haftverbundes durch ein Anrauen des Zylinders möglich? Dabei wäre zu berücksichtigen, in wieweit dies ohne Verluste der optischen Eigenschaften umzusetzen wäre. Könnte ein anderer Befestigungszement einen Vorteil bringen? Weiterhin sollten Untersuchungen stattfinden, in welchen die Toxizität zu klären wäre. Da das Endprodukt, die Osteo-Odonto-Keratoprothese, ins Auge eingefügt wird, sollten Untersuchungen stattfinden, die eine eventuelle Toxizität und die Biokompatibilität klären. Es bedarf Untersuchungen der Verträglichkeit der Adhäsivsysteme mit Tränenflüssigkeit und Gewebsflüssigkeit.

In den Studien von Ripley [1951], Roper-Hall [1954] und Stone [1953] wurde aufgezeigt, dass PMMA ein verträgliches, biokompatibles Material ist. Studien, welche die Toxizität von Bondingsystemen in Zusammenhang mit Augengewebe untersuchen, sind bisher nicht verfügbar.

7 Schlussfolgerung

- Bei der Beurteilung aller untersuchten Materialien in beiden Anschliffebenen und an beiden Grenzflächen ist AdheSE im Mittel am besten geeignet, einen verbesserten Verbund zwischen Zahn und Zylinder herzustellen.
- Im Bereich der Zahn-Zement Verbundzone erzielte Panavia F 2.0 zwar die besten Werte, an der Grenzfläche Zement-Zylinder ergaben sich allerdings bei Anwendung von Panavia F 2.0 vergleichsweise große Randspaltanteile. Damit konnte keine eindeutige Verbesserung des Verbundes Zahn-Zylinder erreicht werden.
- Bei Anwendung von Paladur wurden an der Grenzfläche Zement-Zylinder geringe Randspaltwerte und damit ein guter Verbund erzielt. An der Anschliffebene Zahn-Zement bestehen jedoch große Randspaltanteile und somit keine ausreichende Haftung zum Dentin.
- In der vorliegenden Studie sich bei der Verwendung von Resulcin hohe Randspaltanteile an den Grenzflächen Zahn-Zement und Zement-Zylinder. Eine Verbesserung des Haftverbundes zwischen Haptik und Optik lässt sich nicht erzielen.
- In dieser Studie wurden nur die Verbundzonen untersucht. Um eine dauerhafte und komplikationslose Anwendung der OOKP am Patienten zu gewährleisten, bedarf es noch weiterer Untersuchungen.
- Es gilt ein Befestigungssystem zu finden, dass die positiven Eigenschaften des Panavia F 2.0 im Bereich der Grenzfläche Zahn-Zement und die von Paladur im Bereich der Verbundzone von Zement und Zylinder in sich vereinigt.

8 Literaturverzeichnis

AIROLDI, R. L., KREJCI, I., LUTZ, F. (1992).

In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed Class V cavity preparations. Quintess Int 23(5): 355-362.

ALVAREZ DE TOLEDO, J., BARRAQUER, R. I., TEMPRANO, J., CARRERAS, H., TORRES, E., BARRAQUER, J. (1999).

Osteo-Odonto-keratoprosthesis: a 30 year retrospective study. Anales del Instituto Barraquer 28 (Suppl): 95-100.

ANUSAVICE, K. J. (1996).

Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 1: Metal-ceramic crowns and bridges. Gen Dent. 44(6): 492-494.

BLUNCK, U. (1988).

Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrandern im Dentin in vitro. Dtsch Zahnärztl Z. 43(8): 939-943.

BLUNCK, U., GEITEL, B., JAHN, K. (2004).

Klinische Prüfung von AdheSE und Excite zur Versorgung von Zahnhalsdefekten nach 18 Monaten. 18. Jahrestagung der DGZ, Wuppertal.

BLUNCK, U., ROULET, J. F. (1989).

In vitro marginal quality of dentin-bonded composite resins in Class V cavities. Quintess Int 20(6): 407-412.

BLUNCK, U., ROULET, J. F. (2002).

Effect of one-year water-storage on the effectiveness of dentin adhesives in Class V composite resin restorations. J Dent Res 81(Spec Iss B)(139).

BÖCKLER, L., SCHALLER, H.-G., GERNHARDT, R. (2007).

Klinische Erfahrungen mit dem selbstkonditionierendem Dentinhaftvermittlersystem AdheSE in Klasse I- und II-Kavitäten - Einjahresergebnisse. Dtsch Zahnärztl Z. 62(7): 452-457.

BUONOCORE, M. G. (1955).

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34(6): 849-853.

BURKE, F. J. (2004).

What's new in dentine bonding? Self-etch adhesives. Dent Update 31(10): 580-582, 584-586, 588-589.

BURKE, F. J., MCCAUGHEY, A. D. (1995).

The four generations of dentin bonding. Am J Dent 8(2): 88-92.

CAIAZZA, S., FALCINELLI, G., PINTUCCI, S. (1990).

Exceptional case of bone resorption in an osteo-odonto-keratoprosthesis. A scanning electron microscopy and X-ray microanalysis study. Cornea 9(1): 23-27.

CARDONA, H. (1966).

Anterior and posterior mushroom keratoprotheses. An experimental study. Am J Ophthalmol. 61(3): 498-504.

CARDONA, H. (1969).

Mushroom transcorneal keratoprosthesis (bolt and nut). Am J Ophthalmol. 68(4): 604-612.

CARDONA, H. (1982).

Prosthokeratoplasty. Cornea 68: 179-182.

CARDONA, H. (1991).

The Cardona keratoprosthesis: 40 years experience. Refract Corneal Surg 7(6): 468-471.

CARDOSO, P. E., PLACIDO, E., FRANCCI, C. E., PERDIGAO, J. (1999).

Microleakage of Class V resin-based composite restorations using five simplified adhesive systems. Am J Dent 12(6): 291-294.

CASEY, T. A. (1966).

Osteo-odonto-keratoprosthesis. Proc R Soc Med 59(6): 530-531.

CHOYCE, D. P. (1977).

The Choyce 2-piece perforating kerato-prosthesis: 107 cases ,1967-1976. Ophthalmic Surg 8(3): 117-126.

CHOYCE, P. (1965).

Management of endothelial corneal dystrophy with acrylic corneal inlays. Br J Ophthalmol. 49(8): 432-440.

DANTAS, D. C., RIBEIRO, A. I., LIMA, L. H., DE LIMA, M. G., GUENES, G. M., BRAZ, A. K., BRAZ, R. (2008).

Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. Braz Dent J 19(3): 219-223.

DOHLMAN, C. H., BROWN, S. I. (1966).

Treatment of corneal edema with a buried implant. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 70(2): 267-280.

DOHLMAN, C. H., SCHNEIDER, H. A., DOANE, M. G. (1974).

Prosthokeratoplasty. Am J Ophthalmol. 77(5): 694-670.

DOHLMAN, C. H., TERADA, H. (1998).

Keratoprosthesis in pemphigoid and Stevens-Johnson syndrome. Adv Exp Med Biol 438: 1021-1025.

ERCOLI, C., FUNKENBUSCH, P. D., LEE, H. J., MOSS, M. E., GRASER, G. N. (2004).

The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. Int J Oral Maxillofac Implants 19(3): 335-349.

ERNST, C.-P. (2001).

Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. Magazin für Zahnheilkunde, Management & Kultur 5: 254-269

ERNST, C.-P., FIEDLER, T., BRANDENBUSCH, M., WILLERSHAUSEN, B. (2005).

In-vitro-Untersuchungen zum Randschluss selbstkonditionierender Adhäsive in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z. 60: 193-199.

ERNST, C.-P., KOTTER, T., VICTOR, A., CANBEK, K., BRANDENBUSCH, M., WILLERSHAUSEN, B. (2004).

Marginal integrity of self- and total-etching adhesives in two different application protocols. J Adhes Dent. 6(1): 25-32.

FALCINELLI, G. C., BAROGI, G., TALONI, M., FALCINELLI, G. (1993).

Osteodontokeratoprosthesis: present experience and future prospects. *Refract Corneal Surg* 9: 193.

FALCINELLI, G. C., MISSIROLI, A., PETITTI, V., PINNA, C. (1987).

Osteo-odonto-keratoprosthesis up-to-date. *Acta XXV Concilium Ophthalmologicum*, Milan: Kugler and Ghedini 2: 2772-2776.

FORTIN, D., SWIFT, E. J., JR., DENEHY, G. E., REINHARDT, J. W. (1994).

Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent Mater.* 10(4): 253-258.

FRANKENBERGER, R. (2009).

Adhäsivtechnik 2009 - Neuigkeiten, Tipps und Trends *Die Quintessenz* 60(4): 415-423.

FRANKENBERGER, R., KRAMER, N., PETSCHLT, A. (1999).

Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 3(1): 11-17.

FRANKENBERGER R, S. W., TASCHNER M, KRÄMER N, PETSCHLT A (2004).

Total-Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 113: 188-196.

GÄGLER, P., HOFFMANN, T., WILLERSHAUSEN, B., SCHWENZER, N., EHRENFELD, M. (1985).

Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Stuttgart, Thieme.

GIRARD, L. J., HAWKINS, R. S., NIEVES, R., BORODOFSKY, T., GRANT, C. (1977).

Keratoprosthesis: a 12-year follow-up. *Trans Sect Ophthalmol Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 83(2): 252-267.

GLEIXNER, H. (2006).

Selbstkonditionierende Adhäsive. *Dental Magazin* 2: 34-36.

GOING, R. E. (1972).

Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc* 84(6): 1349-1357.

GORACCI, C., SADEK, F. T., MONTICELLI, F., CARDOSO, P. E., FERRARI, M. (2004).

Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. J Adhes Dent 6(4): 313-318.

GÖSCHELL, G. (1992).

Die Geschichte der Hornhauttransplantation. Marburg an der Lahn. Basiliken-Presse:10 ff

GWINNETT, A. J. (1990).

Interactions of dental materials with enamel. Trans Am Acad Dent Mater 3: 30-34.

GWINNETT, A. J. (1992).

Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. Am J Dent 5(3): 127-129.

GWINNETT, A. J. (1994).

Dentin bond strength after air drying and rewetting. Am J Dent 7(3): 144-148.

HALLER, B. (1994).

Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z. 49: 750-759.

HALLER, B. (2000).

Recent developments in dentin bonding. Am J Dent 13(1): 44-50.

HALLER, B., BLUNCK, U. (2003).

Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. ZM Fortbildungsteil I/2003.

HALLER, B., FRITZENSCHAFT, A. (1999).

Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z. 54: 225-230.

HALLER, B., HOFMANN, N., KLAIBER, B., BLOCHING, U. (1993).

Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. Dent Mater. 9(3): 191-197.

HANNIG, M., KREUZKAMP, H., ALBERS, H. K. (1994 a).

Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z. 49: 595-600.

HANNIG, M., REINHARDT, K. J., BOTT, B. (1999).

Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 24(3): 172-180.

HASHIMOTO, M., OHNO, H., KAGA, M., ENDO, K., SANO, H., OGUCHI, H. (2001).

Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. Am J Dent 14(4): 211-215.

HELLWIG, E., KLIMEK, J., ATTIN, T. (1995).

Einführung in die Zahnerhaltung. Freiburg, Urban und Schwarzenberg.

HEUSSER, J. (1860).

Die Einheilung der Cornea arteficialis. Österr Zeitschr Prakt Heilk 26: 424.

HIKITA, K., VAN MEERBEEK, B., DE MUNCK, J., KEDA, T., VAN LANDUYT, K., MAIDA, T., LAMBRECHTS, P., PEUMANS, M. (2007).

Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater. 23(1): 71-80.

HILLE, K. (2002).

Keratoprostheses. Clinical aspects. Ophthalmologie 99(7): 523-531.

HILLE, K. (2002).

Keratoprostheses. Historical overview, materials and status of current research. Ophthalmologie 99(7): 513-522.

HILLE, K. (2005).

Keratoprothesen unter besonderer Berücksichtigung von Keratoprothesen mit biologischer Haptik. Habilitationsschrift, Homburg/Saar.

HOFFMANN, F., HARNISCH, J. P., STRUNZ, V., BUNTE, M., GROSS, U. M., MANNER, K., BROMER, H., DEUTSCHER, K. (1978).

Osteo-keramo-keratoprosthesis (author's transl). Klin Monatsbl Augenheilkd 173(6): 747-755.

HOLZMEIER, M., ERNST, C. P., WILLERSHAUSEN, B., HIRSCHFELDER, U. (2006).

In-vitro shear bond strength of self-etching versus traditional adhesives for orthodontic luting. J Orofac Orthop 67(4): 244-259.

HOLZMEIER, M., SCHAUBMAYR, M., DASCH, W., HIRSCHFELDER, U. (2008).

A new generation of self-etching adhesives: comparison with traditional acid etch technique. J Orofac Orthop 69(2): 78-93.

HOUT, D. (2005).

Mechanische und elektronenmikroskopische Untersuchungen zum Verschleiß von Implantatbettauflbereitungsinstrumenten. Dissertation, Würzburg.

IANNETTI, F. (1974).

Statistical consideration on Strampelli's Osteo-Odonto-Keratoprosthesis. Ann Ottalm Clin Ocul 100: 57-82.

JANDA, R. (2008).

Adhäsive Techniken für die zahnärztliche Restauration. Der Freie Zahnarzt 3: 42-53.

JENDRESEN, M. D., GLANTZ, P. O., BAIER, R. E., EICK, J. D. (1981).

Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. Acta Odontol Scand 39(1): 47-53.

KAADEN, C., POWERS, J. M., FRIEDL, K. H., SCHMALZ, G. (2002).

Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. Clin Oral Investig 6(3): 155-160.

KREJCI, I., LUTZ, F. (1991).

Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. J Dent 19(1): 24-32.

KREJCI, I., PORETTI, F., LUTZ, F. (1992).

Marginal adaptation of adhesive inlays after removal of unpolymerized composite cement. Dtsch Zahnärztl Z. 47(1): 26-28.

KREJCI, I., SCHUPBACH, P., BALMELLI, F., LUTZ, F. (1999).

The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite. Dent Mater. 15(5): 349-358.

KUGEL, G., FERRARI, M. (2000).

The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc 131 Suppl: 20S-25S.

KULLMANN, W. (1990).

Sorption and solution in autopolymerizing and light-cured composite materials. Dtsch Zahnärztl Z. 45(5): 286-288.

KURARAY (2005).

Produktinformation

LACOMBE, E. (1991).

Keratoprothese à fixation posterieure. J Fr Ophthalmol 14: 81-86.

LACOMBE, E. (1993).

Resultats de 30 keratoprotheses à fixation posterieure. J Fr Ophthalmol 16: 426-434.

LANG, H., MÜLLEJANS, R., SCHÜLER, N., SCHÜPBACH, P., NOLDEN, R., RAAB, W. H.-M. (2001).

Verlaufsrichtung der Dentintubuli und der Verbund adhäsiv-befestigter Werkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z. 56: 527-531.

LI, H., BURROW, M. F., TYAS, M. J. (2000).

Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. J Adhes Dent. 2(1): 57-65.

LOPES, G. C., BARATIERI, L. N., DE ANDRADA, M. A., VIEIRA, L. C. (2002).

Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. Quintess Int 33(3): 213-224.

LÖSCHE, G. M. (1999).

Marginal adaptation of Class II composite fillings: guided polymerisation vs reduced light intensity. J Adhes Dent. 1: 31-39.

LUND, O. E. (1970).

Preliminary experience with a suturable plastic corneal prosthesis. Ber Zusammenkunft Dtsch Ophthalmol Ges 70: 339-345.

LUTZ, F., COCHRAN, M. A., MORMANN, W. (1984).

Adhesive restoration--flop or hit? Schweiz Monatsschr Zahnmed 94(11): 1124-1131.

LUTZ, F., KREJCI, I. (2000).

Amalgam substitutes: a critical analysis. J Esthet Dent 12(3): 146-159.

MACPHERSON, D. G., ANDERSON, M. J. (1953).

Keratoplasty with acrylic implant. Br Med J 1(4805): 330-353.

MANHART, J., CHEN, H. Y., KUNZELMANN, K. H., HICKEL, R. (2000).

Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. Dtsch Zahnärztl Z. 55: 128-133.

MARCHI, V., RICCI, R., PECORELLA, I., CIARDI, A., DI TONDO, U. (1994).

Osteo-odonto-keratoprosthesis. Description of surgical technique with results in 85 patients. Cornea 13(2): 125-130.

MEHL, A., HARTL, S., KUNZELMANN, K.-H., HICKEL, R. (1994).

Quantitative und qualitative Randspaltanalyse zervikaler Füllungen. Dtsch Zahnärztl Z. 49: 815-818.

MERTZ, M. (2007).

Facharztprüfung Augenheilkunde, Urban & Fischer Verlag.

MIXSON, J. M., RICHARDS, N. D., MITCHELL, R. J. (1993).

Effects of dentin age and bonding on microgap formation. Am J Dent 6(2): 72-76.

MJÖR, I. A. (1987).

Reaction patterns of dentin. In Linde, A. (ed): Dentine and dentine reactions in the oral cavity. Oxford IRL Press 27-31

MOLL, K., PARK, H. J., HALLER, B. (2002).

Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. J Adhes Dent 4(3): 171-180.

NAKABAYASHI, N. (1992).

The hybrid layer: a resin-dentin composite. Proc Finn Dent Soc 88 Suppl 1: 321-329.

NAKATSUKA, K., NAKAYASHIKI, T., KAWASHIMA, M. (2003).

Characteristics Of A Dual-Cure Resin Cement "Panavia F 2.0". J Dent Res 82(Special Issue).

NOACK, M. J. (1988).

Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z. 43(3): 295-299.

NOACK, M. J. (1988).

Randschluss von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten. Dtsch Zahnärztl Z. 43(8): 919-922.

O'BRIEN, W. C. (1997).

Dental Materials and Their Selection. Quintessence, Chicago: 421.

PANIGHI, M., G'SELL, C., UNANGST, J., HAEUSSLER, J. P. (1987).

Effect of dentin structure on the adhesion of a composite resin. J Biomater Dent 3(2): 99-108.

PASHLEY, D. H., MICHELICH, V., KEHL, T. (1981).

Dentin permeability: effects of smear layer removal. J Prosthet Dent 46(5): 531-537.

PASHLEY, E. L., TALMAN, R., HORNER, J. A., PASHLEY, D. H. (1991).

Permeability of normal versus carious dentin. Endod Dent Traumatol 7(5): 207-211.

PELLIER DE QUENGSY, G. (1789).

Précis au cours d'operations sur la chirurgie des yeux. Didot, Paris: 95.

PERDIGAO, J., FRANKENBERGER, R., ROSA, B. T., BRESCHI, L. (2000).

New trends in dentin/enamel adhesion. Am J Dent 13(Spec No): 25D-30D.

PERDIGAO, J., LOPES, M. (1999).

Dentin bonding--questions for the new millennium. J Adhes Dent 1(3): 191-209.

PINTUCCI, S., PINTUCCI, F., CAIAZZA, S., CECCONI, M. (1996).

The Dacron felt colonizable keratoprosthesis: after 15 years. Eur J Ophthalmol 6(2): 125-130.

POSNER, A., TANNENBAUM, P. J. (1984).

The mineral phase of dentin. In Thylstrup, A. (ed): Dentin and dentinogenesis. Boca Raton, CRC Press Inc: 135-154.

PROENCA, J. P., POLIDO, M., OSORIO, E., ERHARDT, M. C., AGUILERA, F. S., GARCIA-GODOY, F., OSORIO, R., TOLEDANO, M. (2007).

Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. Dent Mater. 23(12): 1542-1548.

RIDLEY, H. (1951).

Interocular acrylic lenses. Trans Ophthalmol Soc UK 76: 232-234.

ROPER-HALL, M. J. (1954).

Review of 555 cases of intra-ocular foreign body with special reference to prognosis. Br J Ophthalmol. 38(2): 65-99.

ROULET, J. F. (1987).

Degradation of dental polymers. Basel, Karger Verlag.

ROULET, J. F. (1994).

Marginal integrity: clinical significance. J Dent 22 Suppl 1: S9-12.

ROULET, J. F., REICH, T., BLUNCK, U., NOACK, M. (1989).

Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. Scanning Microsc 3(1): 147-158; discussion 158-149.

SANO, H., SHONO, T., SONODA, H., TAKATSU, T., CIUCCHI, B., CARVALHO, R., PASHLEY, D. H. (1994).

Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater. 10(4): 236-240.

SCHROEDER, H. E. (1992).

Orale Strukturbiologie. Stuttgart, Thieme Verlag

SEICHTER, U., HERFORTH, A. (1980).

Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen über die Randspaltbreite verschiedener Composite und über die diesbezügliche Wiedergabegenauigkeit unterschiedlicher Repliken. Dtsch Zahnärztl Z. 35(4): 511-515.

SENSI, L. G., LOPES, G. C., MONTEIRO, S., JR., BARATIERI, L. N., VIEIRA, L. C. (2005).

Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. Oper Dent 30(1): 63-68.

SÖDERHOLM, K.-J. (1995).

Does resin based dentine bonding work? Int Dent J 45: 371-381.

STÄDTLER, P. (2007).

Dentinhaftmittel. Stomatologie 4: 101–109.

STOIBER, J., GRABNER, G. (2005).

Clinical management of severe ocular surface disease. Klin Monatsbl Augenheilkd 222(7): 533-551.

STONE, W., JR. (1967). The plastic artificial cornea. Proc 2nd Int Corneoplastic Conf London.

STONE, W., JR., HERBERT, E. (1953).

Experimental study of plastic material as replacement for the cornea; a preliminary report. Am J Ophthalmol. 36(6:2): 168-173.

STRAMPELLI, B. (1964).

Nouvelle orientation biologique dans la Kératoplastie. Bull Mem Société Française d'Ophthalmologie 77: 145-161.

STRAMPELLI, B. (1972).

Osteo-odonto keratoprosthesis. Ber Zusammenkunft Dtsch Ophthalmol Ges 71: 322-335.

THONEMANN, B. M., FEDERLIN, M., SCHMALZ, G., HILLER, K. A. (1997).

SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. Dent Mater. 13(3): 192-197.

TURKUN, S. L. (2003).

Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. J Dent 31(8): 527-534.

VAN MEERBECK, B., DE MUNCK, J., YOSHIDA, Y., INOUE, S., VARGAS, M., VIJAY, P., VAN LADUYT, K., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (2004).

Adhäsion an Schmelz und Dentin. Ästhet Zahnmed Ausg. 1
Teil 1:4-18; Ausg. 2 Teil 2:95-109.

VAN MEERBEEK, B., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1994).

Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. Dtsch Zahnärztl Z. 49: 977-984.

VAN MEERBEEK, B., INOKOSHI, S., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1992).

Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res 71(8): 1530-1540.

VAN MEERBEEK, B., PERDIGAO, J., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1998).

The clinical performance of adhesives. J Dent 26(1): 1-20.

VAN MEERBEEK, B., PEUMANS, M., VERSCHUEREN, M., GLADYS, S., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1994).

Clinical status of ten dentin adhesive systems. J Dent Res 73(11): 1690-1702.

VAN MEERBEEK, B., VARGAS, M., INOUE, S., YOSHIDA, Y., PERDIGAO, J., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (2000).

Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. Am J Dent 13(Spec No): 3D-18D.

VAN MEERBEEK, B., YOSHIDA, Y., SNAUWAERT, J., HELLEMANS, L., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G., WAKASA, K., PASHLEY, D. H. (1999).

Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. J Adhes Dent. 1(1): 7-23.

VON HIPPEL, A. (1887).

über die operative Behandlung totaler stationärer Hornhauttrübungen. Albrecht Von Graefes Arch Ophthalmol 23: 79-160.

VON NUSSBAUM, J. N. (1953).

Cornea artificialis, ein Substitut für die Tranplantatio cornea. Deutsche Klinik 5/34: 367-372.

VOSSEN, M. E., LETZEL, H., STADHOUDERS, A. M., HERTEL, R., HENRIKS, F. H. (1985).

A rapid scanning electron microscopic replication technique for clinical studies of dental restorations. Dent Mater. 1(4): 158-163.

WATANABE, L. G., MARSHALL, G. W., JR., MARSHALL, S. J. (1996).

Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. Dent Mater. 12(2): 109-115.

WÜNSCHE, G. (1947).

Versuche zur totalen Keratoplastik und zur Cornea artificialis. Arztl Forsch 18: 345-356.

YESILYURT, C., BULUCU, B. (2006).

Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. J Contemp Dent Pract 7(2): 26-36.

ZIRM, A. (1906).

Eine erfolgreiche totale Keratoplastik. Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol(64): 580-593.

9 Anhang – Messwerte

Versuchsgruppe A Paladur

1. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zahn-Zement				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		40	0,80	7%		255,8	5,12	47%
2	10,99		57,9	1,16	11%		112,2	2,24	20%
3	10,99		16	0,32	3%		234,6	4,69	43%
4	10,99		45,2	0,90	8%		269,2	5,38	49%
5	10,99		22,8	0,46	4%		286,9	5,74	52%
6	10,99		47	0,94	9%		276,5	5,53	50%
7	10,99		23,9	0,48	4%		206,7	4,13	38%
Mittelwert				0,72	6,57%			4,69	42,66%

2. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zement-Zahn				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		112,3	2,25	20%		321,8	6,44	59%
2	10,99		124,7	2,49	23%		317,2	6,34	58%
3	10,99		65,1	1,30	12%		306	6,12	56%
4	10,99		67,9	1,36	12%		305,6	6,11	56%
5	10,99		21	0,42	4%		327,8	6,56	60%
6	10,99		27,2	0,54	5%		156,4	3,13	28%
7	10,99		49,8	1,00	9%		216,5	4,33	39%
Mittelwert				1,34	12,16%			5,58	50,70%

Versuchsgruppe B AdheSE

1. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zement-Zahn				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		121,4	2,43	22%		208,5	4,17	38%
2	10,99		205,6	4,11	37%		214,3	4,29	39%
3	10,99		90,3	1,81	16%		152,6	3,05	28%
4	10,99		43,4	0,87	8%		88,1	1,76	16%
5	10,99		55,2	1,10	10%		107,8	2,16	20%
6	10,99		12	0,24	2%		68,1	1,36	12%
7	10,99		42,2	0,84	8%		49,8	1,00	9%
Mittelwert				1,63	14,81%			2,54	23,11%

2. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zement-Zahn				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		0	0	0%		62	1,24	11%
2	10,99		67,8	1,36	12%		70,8	1,42	13%
3	10,99		112,7	2,25	20%		136,7	2,73	25%
4	10,99		128,8	2,58	23%		226,4	4,53	41%
5	10,99		65,3	1,31	12%		122,1	2,44	22%
6	10,99		43,9	0,88	8%		68,4	1,37	12%
7	10,99		40,6	0,81	7%		108,9	2,18	20%
Mittelwert				1,31	11,93%			2,27	20,67%

Versuchsgruppe C Resulcin

1. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zement-Zahn				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		253,6	5,07	46%		323,6	6,47	59%
2	10,99		108,7	2,17	20%		100,7	2,01	18%
3	10,99		145,3	2,91	26%		180,7	3,61	33%
4	10,99		388,3	7,77	71%		316,7	6,33	58%
5	10,99		204,2	4,08	37%		342,6	6,85	62%
6	10,99		42,2	0,84	8%		87,4	1,75	16%
7	10,99		48,9	0,98	9%		50,5	1,01	9%
Mittelwert				3,40	30,95%			4,01	36,44%

2. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zement-Zahn				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		436,2	8,72	79%		396,2	7,92	72%
2	10,99		233,5	4,67	42%		303,4	6,07	55%
3	10,99		230,4	4,61	42%		256,8	5,14	47%
4	10,99		290,5	5,81	53%		283,6	5,67	52%
5	10,99		208,9	4,18	38%		326,9	6,54	59%
6	10,99		32,8	0,66	6%		69,3	1,39	13%
7	10,99		36,6	0,73	7%		133,1	2,66	24%
Mittelwert				4,20	38,17%			5,06	45,97%

Versuchsgruppe D Panavia F 2.0

1. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zement-Zahn				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		224,3	4,49	41%		42,5	0,85	8%
2	10,99		150,5	3,01	27%		40,5	0,81	7%
3	10,99		193,5	3,87	35%		23,5	0,47	4%
4	10,99		253,8	5,08	46%		21,9	0,44	4%
5	10,99		237,9	4,76	43%		40	0,80	7%
6	10,99		214,7	4,29	39%		25,5	0,51	5%
7	10,99		208,2	4,16	38%		21,7	0,43	4%
Mittelwert				4,24	38,53%			0,62	5,60%

2. Ebene

Probe	Spaltlänge	Spalt Zement-Zylinder			Spalt Zement-Zahn				
	mm	gemessen	250 Mag	mm	%	gemessen	250 Mag	mm	%
1	10,99		260	5,20	47%		36,7	0,73	7%
2	10,99		108,7	2,17	20%		13	0,26	2%
3	10,99		166,3	3,33	30%		7,9	0,16	1%
4	10,99		158,2	3,16	29%		56,8	1,14	10%
5	10,99		237,8	4,76	43%		34,5	0,69	6%
6	10,99		193,6	3,87	35%		18,2	0,36	3%
7	10,99		188,1	3,76	34%		9,9	0,20	2%
Mittelwert				3,75	34,11%			0,51	4,60%

10 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. M. Hannig für die Überlassung des Themas sowie die Unterstützung und Betreuung der Arbeit.

Außerdem danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. K. Hille, mit dessen Hilfe die Thematik für diese Dissertation entstanden ist.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. F. Al Marrawi für die Betreuung und die Hilfe bei der statistischen Auswertung und am Rasterelektronenmikroskop danken.

Insbesondere möchte ich meinen Eltern Dr. Holger und Gisela Fechner danken, die mir das Studium ermöglicht haben. Ihre Hilfe und volle Unterstützung hat zur erfolgreichen Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen.